Manual de Técnicas de RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Quarta edição

Catherine Westbrook

Manual de Técnicas de
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Manual de Técnicas de RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Catherine Westbrook
Department of Allied Health and Medicine
Faculty of Health, Social Care and Education
Anglia Ruskin University
Cambridge, UK

Revisão Técnica

Fernanda Meireles Ferreira
Física com habilitação em Física Médica pela UFRJ
Física do Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino (IDOR)
Física do Centro Nacional de Biologia Estrutural e Bioimagem (CENABIO/UFRJ)

Quarta edição

ISBN 978-1-118-66162-8

  EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA.
  Uma editora integrante do GEN | Grupo Editorial Nacional
  Travessa do Ouvidor, 11
  Rio de Janeiro – RJ – CEP 20040-040
  Tels.: (21) 3543-0770/(11) 5080-0770 | Fax: (21) 3543-0896
  www.grupogen.com.br | editorial.saude@grupogen.com.br

  Produção digital: Geethik

- Ficha catalográfica

W537m
4. ed.

Westbrook, Catherine
Manual de técnicas de ressonância magnética / Catherine Westbrook; [tradução Maria de Fátima Azevedo, Telma Lúcia de Azevedo Henemann]. - 4. ed. - Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.
il.

Tradução de: Handbook of MRI technique
ISBN 978-85-277-3039-6

1. Imagem de ressonância magnética - Manuais, guias, etc. I. Título.

16-34009 CDD: 616.07548
CDU: 616-073

Colaboradores

Catherine Westbrook, MSc, DCRR, PgC (LT), CTCert FHEA

Catherine é professora acadêmica e coordenadora do curso de pós-graduação da Faculty of Health & Social Care and Education na Anglia Ruskin University, Cambridge, onde coordena o curso de Mestrado em RM. Também é consultora educacional independente, fornecendo ensino e qualificação em RM para clientes em todo o mundo. Trabalha com RM desde 1990 e foi uma das primeiras pessoas no mundo a ter um Mestrado em RM. Ela também tem pós-graduação em Aprendizagem e Docência e uma bolsa em RM Avançada. Atualmente, estuda para o doutorado em Educação com foco em RM. Catherine é bolsista da Higher Education Academy e professora clínica qualificada. Em 1992, Catherine fundou o que hoje chama-se de curso de "Ressonância Magnética | Aplicações Práticas" e leciona no curso desde sempre. Também é professora e examinadora de muitos outros cursos nacionais e internacionais, incluindo programas de graduação e pós-graduação. Catherine participou da elaboração do primeiro curso de que se tem relato para radiologistas de RM e do primeiro curso de graduação para os profissionais auxiliares em RM. É autora de vários livros, incluindo *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas, Manual de Técnica de Ressonância Magnética* (ambos publicados em português pela editora Guanabara Koogan), *MRI at a Glance (ainda não publicado em português)* e muitos outros capítulos e artigos. Catherine foi Presidente da British Association of MR Radiographers, Presidente do Consortium for the Accreditation of Clinical MR Education e Secretária honorária do British Institute of Radiology.

John Talbot, MSc, DCRR, PgC (LT), FHEA

É professor acadêmico de imagiologia na Anglia Ruskin University Cambridge. Anteriormente, era radiologista professor e pesquisador na Oxford MRI/Oxford University. Desenvolveu interesse por RM logo cedo, tendo abandonado a escola em 1977 e sendo um dos primeiros radiologistas no mundo a ter Mestrado no campo da ressonância magnética (RM) em 1997. Hoje, faz palestras pelo mundo todo como coapresentador do curso Ressonância Magnética/Aplicações Práticas, dando aula para até 800 representantes por ano no curso de RM que se tornou o preferido do mundo. Academicamente, John contribui para cursos de RM de graduação e pós-graduação na Anglia Ruskin University. Ele é professor acadêmico na pós-graduação em RM, orientando alunos de Mestrado neste tema. Ele também é professor em metodologia de pesquisa e (como um desenvolvedor da Apple) está realizando uma pesquisa no campo de dispositivos móveis de *touchscreen* como ferramentas de ensino. John é o coautor e ilustrador da quarta edição de *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas* (publicado em português pela editora Guanabara Koogan), colaborador desta quarta edição do *Manual de Técnicas de Ressonância Magnética* e coautor de *Medical Imaging – Techniques, Reflection & Evaluation* (ainda não publicado em português). O principal interesse de John é explorar o paralelismo entre tecnologia e aprendizagem, e atualmente está trabalhando em novos conceitos pedagógicos em ambientes virtuais de aprendizagem. Suas contribuições anteriores para o campo incluem a construção de um *scanner* com Ressonância Magnética de "realidade virtual" para aprendizagem e ensino e outros materiais de aprendizagem interativos baseados na Web. Mais recentemente, John começou a criar filmes de alta definição gerados pelo computador e diagramas 3D anáglifos de conceitos de RM para as novas atualizações do curso "Ressonância Magnética | Aplicações Práticas".

William Faulkner, BS, RT(R) (MR) (CT), FSMRT

Trabalha atualmente como consultor independente em sua própria empresa, William Faulkner & Associates, fornecendo orientações sobre RM e TC, bem como consultoria sobre operações de RM. Entre os seus clientes, estão centros de assistência médica, fornecedores importantes de equipamentos, fabricantes e empresas, como GE, Philips, Siemens, Toshiba, Invivo, Medtronic, Bracco Diagnostics Inc e outras do campo de imagens médicas. Leciona em programas de RM em Chattanooga, TN, há mais de vinte anos e participa de programas de avaliação de exames de certificação em RM há mais de quinze anos. Foi reconhecido por suas contribuições para a educação do Tecnólogo de RM recebendo vários prêmios, incluindo Crues-Kressel Award da Section for Magnetic Resonance Technologists (SMRT) e foi chamado de "o

mais eficaz educador tecnólogo de radiologia” pela AuntMinnie.com. William é um membro ativo e bolsista do SMRT, sendo seu primeiro presidente.

Joseph Castillo, MSc (Health Service Management), MSc (MRI)

Joseph é gerente de serviços de imagiologia médica para o National Health Services em Malta. Também é professor e examinador na University of Malta do programa de mestrado em RM. Trabalha com RM desde 1995 e possui MSc em RM, além de MSc em gestão de serviços de saúde. Atualmente, está estudando para um PhD com foco em educação e gestão de serviços em RM. Em 2005, Joseph fundou o Malta Magnetic Resonance Radiographers Group, comunidade de prática totalmente dedicada para educação em RM. O grupo organizou vários simpósios e *workshops* sobre RM.

Erik Van Landuyt, EVL, MC

Erik é gerente do CT and MRI ASZ Campus Aalst, Bélgica. Como é comum na Bélgica, Erik primeiro recebeu treinamento como enfermeiro e fez especialização em TC em 1987. Tem pós-graduação em radiografia pela UZA/VUB, na Bélgica, e trabalha como especialista em aplicativos para a Siemens e a GE HealthCare há muitos anos. Atualmente, trabalha nos sistemas 1,5T da Siemens e 3,0T da GE. Os interesses clínicos de Erik incluem geração de imagens musculares e esqueléticas, neurológicas e MRA. Erik é orientador para radiologistas e enfermeiros em faculdades em Bruxelas e Aalst e é responsável por várias outras atividades educativas. Também é o organizador belga do curso “Ressonância Magnética | Aplicações Práticas”.

Agradecimentos

É imprescindível expressar aqui minha mais sincera gratidão aos colaboradores desta obra: John Talbot, William Faulkner, Joseph Castillo e Erik Van Landuyt, pois sem eles este livro nunca teria sido atualizado. Como sempre, estou muito impressionada com suas contribuições, além de ser muito grata por suas valiosas opiniões e seu apoio.

CW

Prefácio

Este livro já se tornou uma referência para muitos profissionais de RM em todo o mundo. A obra *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas* (também publicada pela editora Guanabara Koogan) é voltada para tecnólogos, radiologistas e residentes de radiologia, sendo seu conteúdo apresentado em uma abordagem acessível, com foco na aplicação prática desses dados teóricos. *Manual de Técnicas de Ressonância Magnética*, por sua vez, é direcionada tanto para os neófitos em RM, apresentando protocolos e técnicas de exame, quanto para os profissionais mais experientes, auxiliando-os a otimizar a qualidade das imagens e reconhecer e corrigir os artefatos mais comuns. Em muitos países, a ausência de instituições de ensino e de recursos financeiros, além da natureza complexa do assunto, levou à dificuldade no aprendizado das técnicas de RM. Esta obra preencheu essa lacuna e mostrou-se útil para os profissionais. Minha intenção, nesta quarta edição, é manter os objetivos das edições anteriores, mas também atualizar o leitor com os avanços mais recentes. Experientes profissionais de RM do Reino Unido, dos EUA e da Austrália contribuíram generosamente para refletir esses avanços e sua prática.

A obra é dividida em duas partes. A Parte 1 resume os principais aspectos teóricos relacionados com o exame, fornecendo também sugestões de ordem prática sobre o uso do equipamento, os cuidados e a segurança do paciente, além de informações sobre os meios de contraste. A Parte 2 inclui orientações detalhadas para o exame de cada região anatômica e aborda a maioria das técnicas que costumam ser utilizadas em RM. As seções sobre cada região do corpo humano incluem tópicos como indicações, posicionamento do paciente, equipamento, protocolos sugeridos, artefatos comuns e sugestões para otimizar a qualidade das imagens. Orientações sobre a técnica e o uso de contraste também são fornecidas. No final de cada capítulo desta parte, há um novo boxe com os pontos-chave dos assuntos estudados, e o item *Anatomia básica* foi aprimorado com a inclusão de imagens sofisticadas.

Manual de Técnicas de Ressonância Magnética não se trata de uma obra com abordagem clínica, mas fornece diretrizes para melhorar a operação dos sistemas de RM por seus usuários. Assim, os diagramas e as imagens são focalizados intencionalmente nos planos de exames, nas solicitações dos cortes e no sequenciamento, em conformidade com a natureza técnica do livro. Os colaboradores e eu desejamos que esta edição continue sendo de grande utilidade especialmente aos profissionais que se preparam para os títulos de especialista, aos estudantes de cursos de tecnólogo em radiologia, cursos de pós-graduação ou mestrado e aos radiologistas que desejam ampliar seus conhecimentos sobre as técnicas de RM, e que eles possam alcançar essas metas.

Catherine Westbrook

Sumário

Parte 1

Conceitos Teóricos e Práticos

1 Como Usar Este Livro

Introdução

A intenção dos autores, ao elaborar esta obra, foi criar um passo a passo para os exames mais realizados atualmente com ressonância magnética (RM). É dividido em duas partes.

A Parte 1 contém revisões ou resumos dos conceitos teóricos e práticos que são comentados na Parte 2. São eles:

- Parâmetros e compensações
- Sequências de pulso
- Fenômenos de fluxo e artefatos
- *Gating* (sincronização) e técnicas de compensação respiratória (CR)
- Cuidados e segurança do paciente
- Meios de contraste.

Esses resumos não pretendem ser abrangentes, mas apresentar uma descrição breve das definições e dos usos. Caso o leitor deseje uma discussão mais minuciosa desses e de outros conceitos, existem diversos livros de física que tratam da ressonância magnética. A obra *MRI in Practice*, de C. Westbrook, C. Kaut Roth e John Talbot (Wiley Blackwell, 2011, 4ª edição), descreve-os com mais detalhes.

A Parte 2 é dividida nas seguintes áreas de exame:

- Cabeça e pescoço
- Coluna vertebral
- Tórax
- Abdome
- Pelve
- Membros superiores
- Membros inferiores.

Cada região anatômica é subdividida em exames separados. O Capítulo 8, *Cabeça e Pescoço*, por exemplo, inclui explicações sobre a obtenção de imagens do cérebro, dos lobos temporais, da fossa hipofisária etc. Em cada exame são descritas as seguintes categorias:

- Anatomia básica
- Indicações frequentes
- Equipamento
- Posicionamento do paciente
- Protocolo sugerido
- Otimização da imagem
- Considerações do paciente
- Utilização de meio de contraste.

Anatomia básica

Diagramas anatômicos simples da maioria das áreas examinadas são apresentados para auxiliar o leitor.

Indicações frequentes

Apresentamos os motivos mais comuns para examinar cada região e, ocasionalmente, descrevemos algumas indicações incomuns.

Equipamento

Fornecemos uma lista dos equipamentos necessários para cada exame e incluímos os tipos de bobina, as derivações de *gating*, os suportes e os dispositivos de imobilização. Na Parte 1 desta obra é descrita a correta utilização de *gating* (sincronização) e CR (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*). Os tipos de bobina descritos são os mais encontrados atualmente e incluem:

Bobinas de volume. Transmitem e recebem pulsos de radiofrequência (RF). São denominadas transceptoras. A maioria dessas bobinas é do tipo quadratura, ou seja, existem dois pares de bobinas que transmitem e recebem o sinal, melhorando assim a relação sinal-ruído (RSR). Apresentam as vantagens de englobar grandes áreas anatômicas e gerar um sinal uniforme através de todo o campo de visão (FOV). A bobina de corpo é um exemplo desse tipo de bobina.

Bobinas de arranjo de fase linear. Consistem em múltiplos receptores e bobinas. O sinal oriundo do receptor de cada bobina é combinado para formar uma imagem. Essa imagem tem as vantagens de uma bobina pequena (melhora da RSR) e de bobinas de maior volume (maior cobertura). Assim, as bobinas de arranjo de fase linear podem ser utilizadas para o exame de grandes áreas (p. ex., de todo o comprimento da coluna vertebral) e também para melhorar a uniformidade e a intensidade do sinal em áreas pequenas como a mama. Esse tipo de bobina costuma ser empregado para o exame da coluna vertebral.

Arranjo de fase de volume (aquisição paralela). Emprega os dados de múltiplas bobinas ou canais dispostos em torno da área a ser examinada para reduzir o tempo de exame ou aumentar a resolução. São necessários *hardware* e *software* adicionais. O *hardware* inclui várias bobinas perpendiculares entre si ou uma bobina com vários canais. O número de bobinas/canais varia; entretanto, costuma constar de 2 a 32. Durante a aquisição, cada bobina preenche suas linhas de espaço K (p. ex., quando são utilizadas 2 bobinas, uma delas preenche as linhas pares do espaço K e a outra preenche as linhas ímpares. Assim, o espaço K é preenchido duas vezes mais rápido ou com o dobro da resolução no mesmo tempo de exame). O número de bobinas/canais é denominado fator de redução e é semelhante ao princípio do fator turbo/comprimento do trem de eco (ETL) em *fast spin echo* (FSE) (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Cada bobina produz uma imagem separada que frequentemente exibe um artefato de *aliasing** ou retroprojeção (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*). O *software* remove o artefato de *aliasing* e combina as imagens de cada bobina para formar uma imagem única. A maioria dos fabricantes oferece essa tecnologia, que pode ser utilizada em qualquer área a ser examinada e com qualquer sequência.

Bobinas de superfície/locais. São tradicionalmente empregadas para melhorar a RSR quando as estruturas examinadas estão localizadas próximo à superfície da pele. Com frequência, essas bobinas são projetadas especificamente para uma área determinada e, em geral, só recebem sinal. A RF é, de modo geral, transmitida pela bobina de corpo quando se utiliza esse tipo de bobina. As bobinas de superfície aumentam a RSR em comparação com as bobinas de volume. Isso ocorre porque elas são colocadas próximo à região a ser examinada, com consequente aumento da amplitude do sinal gerado na bobina, e o ruído só é recebido nas proximidades da bobina. Todavia, as bobinas de superfície só recebem sinal das bordas da bobina e de uma profundidade equivalente ao raio da bobina. Quando se deseja visualizar estruturas profundas do paciente, é preciso utilizar uma bobina de volume, uma bobina de arranjo de fase linear ou de volume, ou uma bobina local inserida em um orifício (p. ex., uma bobina retal).

A escolha da bobina para um dado exame é um dos fatores mais importantes na determinação da relação sinal-ruído (RSR) da imagem. Seja qual for o tipo de bobina escolhido, é preciso lembrar-se de:

- Verificar a integridade e a ausência de danos nos cabos
- Verificar se a bobina está conectada da forma apropriada e se a caixa de conexão correta está sendo usada
- Garantir que o lado receptor da bobina esteja voltado para o paciente. De modo geral, existe um rótulo na própria bobina. Observação: Os dois lados da bobina recebem sinal, contudo, as bobinas são projetadas de modo que um lado receba sinal ótimo. Isso se aplica principalmente para as bobinas com formato ajustado para determinada área

anatômica. Se o lado errado da bobina estiver voltado para o paciente, o sinal é perdido e a qualidade da imagem é prejudicada

- Colocar a bobina o mais próximo possível da área a ser examinada. A bobina não deve tocar diretamente a pele do paciente porque ela aquece durante o exame e provoca desconforto. De modo geral, um acolchoamento pequeno de espuma/lenço de papel colocado entre a superfície da pele e a bobina constitui isolamento térmico suficiente
- Assegurar-se de que a bobina não se mova quando é colocada sobre o paciente. Uma bobina que muda de posição durante a aquisição implica imagem em movimento
- Sempre verificar se a superfície receptora da bobina está paralela ao eixo Z (eixo de comprimento) do magneto. Isso garante que o componente transverso de magnetização esteja perpendicular à bobina e que seja induzido o sinal máximo. A colocação da bobina em ângulo com esse eixo ou em paralelo com o eixo X ou Y resulta em perda do sinal (Figura 1.1).

Posicionamento do paciente

Trata-se da descrição do posicionamento correto do paciente, da colocação do paciente dentro da bobina e das técnicas apropriadas de imobilização. A centralização e a definição dos pontos de referência são descritas em relação ao sistema de luz *laser* da seguinte forma (Figura 1.2):

- A **luz de alinhamento longitudinal** corresponde à luz que corre **paralela** ao interior do magneto no **eixo Z**
- A **luz de alinhamento horizontal** corresponde à luz que corre da **esquerda para a direita** do interior do magneto no **eixo X**
- A **luz de alinhamento vertical** corresponde à luz que corre **de cima para baixo** do interior do magneto no **eixo Y**.

Na Parte 2 parte-se do pressuposto que as seguintes áreas são examinadas com a cabeça do paciente sendo introduzida primeiro no magneto:

- Cabeça e pescoço (todas as regiões)
- Coluna vertebral (porções cervical, torácica e o restante)
- Tórax (todas as regiões)
- Abdome (para as áreas acima das cristas ilíacas)
- Ombros e membros superiores (exceto quando especificado).

As outras regiões anatômicas são examinadas com os pés do paciente colocados primeiro dentro do magneto e incluem:

- Pelve
- Quadril
- Membros inferiores.

Protocolo sugerido

Trata-se apenas de uma diretriz. Praticamente todos os centros de imagem utilizam protocolos diferentes e estes dependem do tipo de sistema e da preferência do radiologista. Não obstante, esta seção pode ser valiosa quando o exame é realizado sem a presença de um radiologista ou quando o exame é tão raro que nem o radiologista nem o técnico sabem como proceder. Os protocolos apresentados limitam-se, sobretudo, ao plano de exame, à ponderação, às opções de sequência de pulso e ao posicionamento de corte.

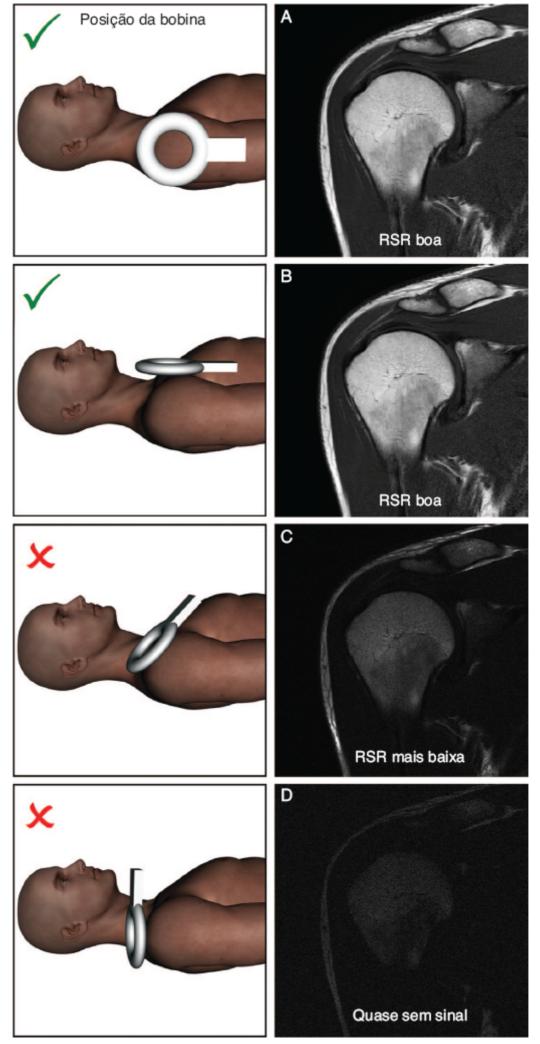



Figura 1.1 A colocação correta de uma bobina de superfície plana no centro do magneto. A superfície da bobina tem de estar paralela ao eixo Z para receber o sinal. A bobina é, portanto, posicionada de modo que a magnetização transversa

criada nos eixos X e Y seja perpendicular à bobina.

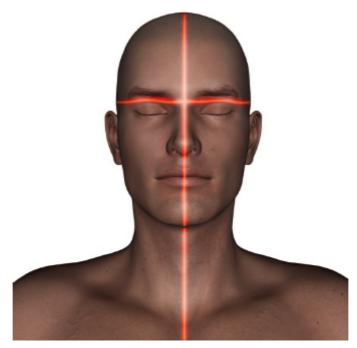



Figura 1.2 Posicionamento das luzes de alinhamento.

É preciso frisar que todos os protocolos aqui descritos refletem apenas a prática profissional e a pesquisa dos autores e não devem, de forma alguma, ser considerados como regras!

Se todos os protocolos estabelecidos em sua instituição forem satisfatórios, esta seção deve ser considerada um dado adicional. Se, entretanto, o leitor não estiver familiarizado com um determinado exame, o protocolo sugerido deve ser útil.

Ocasionalmente, nesta seção, as coordenadas para a prescrição de corte são apresentadas em milímetros (mm) e em negrito para os casos em que prescrições explícitas puderem ser utilizadas (principalmente para imagens localizadoras). As coordenadas de prescrição gráfica não podem ser fornecidas porque dependem da posição exata do paciente dentro do magneto e da região de interesse (ROI, do inglês *region of interest*). As coordenadas explícitas sempre são fornecidas da seguinte maneira:

- Da Esquerda para a Direita — **E** para **D**
- Da porção Inferior para a Superior — **I** para **S**
- Da porção Posterior para a Anterior — **P** para **A**.

Nos protocolos sugeridos é adotado um formato específico quando alguns parâmetros permanecem constantes e outros mudam. Por exemplo, no protocolo para uma sequência cerebral spin eco (SE) coronal em densidade de prótons (DP)/T2 o texto é o seguinte.

SE/FSE DP/T2 coronal

Semelhante para DP/T2 axial, **exceto** pela prescrição de cortes do cerebelo para o lobo frontal.

Isso indica que a sequência de pulso, os parâmetros de tempo, a espessura do corte e a matriz são os mesmos dos exames axiais (no plano axial), exceto que os cortes são feitos através de uma área diferente (plano coronal). Esse formato visa evitar a repetição. Na maioria dos exames existe uma seção reservada para sequências adicionais. Essas são sequências extras que não são consideradas rotineiras, mas que podem ser incluídas no exame. Obviamente, alguns profissionais podem considerar o que chamamos “adicionais” como “rotineiras” e vice-versa.

Otimização da imagem

Esta seção é subdividida em:

- Considerações técnicas
- Problemas com artefatos.

Considerações técnicas. Inclui uma discussão da relação entre a RSR, a resolução espacial e o tempo de varredura em cada exame. São apresentadas sugestões para otimizar esses fatores (ver Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*). O uso correto das sequências de pulso e de várias opções de imagem também é comentado (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Problemas com artefatos. Contém uma descrição dos artefatos comumente encontrados e das formas de eliminá-los ou reduzilos (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Considerações do paciente

Aborda a condição do paciente, inclusive sinais, sintomas e claustrofobia. Também são fornecidas sugestões para sobrepujar esses problemas (ver Capítulo 6, *Cuidados e Segurança do Paciente*).

Uso de contraste

Aqui são discutidos os motivos para administrar meios de contraste para cada região anatômica específica. Mais uma vez, o uso de contraste varia muito de acordo com as preferências do radiologista. Esta seção é apenas uma diretriz (ver Capítulo 7, *Meios de Contraste*).

O plano de 10 etapas apresentado adiante é fundamental para a boa prática em radiologia:

1. Reveja todos os casos cuidadosamente e selecione os protocolos apropriados.
2. Prefira protocolos flexíveis que possam atender às necessidades de cada caso clínico.
3. Reveja com regularidade seus protocolos e compare-os com a melhor prática atual.
4. Tenha objetivos diagnósticos bem definidos que incluam o número mínimo aceitável de sequências necessário para obter um desfecho diagnóstico/clínico útil.
5. Reveja com regularidade seus protocolos e procedimentos.
6. Compreenda as potencialidades do seu sistema.
7. Reconheça suas limitações e, se necessário, encaminhe o paciente para outro local em vez de arriscar-se a fazer um procedimento incompleto ou inaceitável do ponto de vista diagnóstico.
8. Capacite a equipe em relação aos novos procedimentos e/ou potencialidades do sistema.
9. Seja um "paranoico" por segurança e, desta forma, garanta que sua unidade não seja vítima de um temido incidente com ressonância magnética.
10. E, acima de tudo, goste de seus pacientes e ofereça a eles o melhor atendimento possível.

Termos e abreviaturas utilizados na Parte 2

Sempre que possível, foram utilizados termos genéricos para descrever as sequências de pulso e as opções de imagem. As explicações sobre eles podem ser encontradas nos vários capítulos da Parte 1. Para evitar ambiguidade, os seguintes termos específicos foram utilizados:

- **Supressão de tecido:** inclui todas as técnicas de supressão, como saturação de gordura (FAT SAT), inversão da recuperação seletiva para o espectro (SPIR) e técnica de Dixon
- **Anulação do gradiente de momento (GMN):** refasamento do gradiente de momento (GMR) e compensação de fluxo (CF)
- **Superposição de amostras:** *no phase wrap*, *antialiasing* e antidobradura
- **FOV retangular/assimétrico:** campo de visão retangular
- **Compensação respiratória (CR):** reordenamento de fase e técnicas de deflagração respiratória.

As abreviaturas são utilizadas ao longo desta obra com o propósito de simplificação. Um resumo delas é encontrado na seção adiante, *Abreviaturas*. Além disso, uma comparação de acrônimos usados por alguns fabricantes para descrever as sequências de pulso e as opções de imagem é apresentada no Quadro 3.1 (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Conclusão

Como usar este livro:

- Encontre a região anatômica desejada e, depois, localize o exame específico

- Estude as categorias em cada seção. Possivelmente todas as categorias serão relevantes se o exame estiver sendo realizado pela primeira vez. Ainda assim, existem ocasiões nas quais apenas um item é apropriado. Por exemplo, pode existir um artefato específico que é encontrado com regularidade nos exames de tórax ou a qualidade das imagens não atende os critérios padrões para a coluna lombar. Nesses casos o leitor deve ler a seção intitulada *Otimização da imagem*
- Se os termos ou os conceitos utilizados na Parte 2 não forem familiares, o leitor deve retornar à Parte 1 e ler os resumos aí descritos.

Abreviaturas

Um resumo das abreviaturas usadas com frequência no campo da RM e ao longo desta obra é apresentado a seguir.

A	Anterior
AC	Número de aquisições *(acquisitions)*
ADC	Coeficiente de difusão aparente *(apparent diffusion coefficient)*
AIT	Ataque isquêmico transitório
ARM	Angiorressonância magnética
ARMC	Angiorressonância magnética contrastada
ARM-PC	Angiorressonância magnética por contraste de fase
ARM-TOF	*Time of flight* da angiorressonância magnética
ATM	Articulação temporomandibular
AVC	Acidente vascular cerebral
BFFE	*Fast field echo* equilibrado ou balanceado *(balanced fast field echo)*
BGRE	Gradiente eco equilibrado ou balanceado *(balanced gradient echo)*
BOLD	Dependente do nível de oxigenação sanguínea *(blood oxygenation level dependent)*
CF	Compensação de fluxo
CPRM	Colangiopancreatografia por ressonância magnética
CR	Compensação respiratória
CSE	Spin eco convencional *(conventional spin echo)*
D	Direita
DE prep	Preparação de magnetização direcionada para equilíbrio
DP	Densidade de prótons *(proton density)*
DTI	Imagem por tensor de difusão *(diffusion tensor imaging)*
DWI	Imagens ponderadas em difusão *(diffusion weighted imaging)*
E	Esquerda
EAD	Encefalomielite aguda disseminada
ECG	Eletrocardiograma
EIAS	Espinha ilíaca anterossuperior
ELT	Epilepsia do lobo temporal
EM	Esclerose múltipla
EPI	Imagem ecoplanar *(echo planar imaging)*
ETL	Comprimento do trem de eco *(echo train length)*
FA	Anisotropia fracionada *(fractional anisotropy)*
FAT SAT	Saturação de gordura *(fat saturation)*
FDA	Food and Drug Administration
FFE	*Fast field echo*
FID	Decaimento livre de indução *(free induction decay)*
FIESTA	Aquisição estimulada de livre indução de eco *(free induction echo stimulated acquisition)*
FISP	Imagem rápida com precessão estável *(fast imaging with steady precession)*
FLAIR	Inversão da recuperação atenuada do líquido *(fluid attenuated inversion recovery)*
FLASH	Tomada com angulação pequena rápida *(fast low angled shot)*
FOV	Campo de visão *(field of view)*
FSE	*Fast spin echo* (spin eco rápida)
GFE	*Gradient field echo*

GMN	Anulação do gradiente de momento *(gradient moment nulling)*
GMR	Refasamento do gradiente de momento *(gradient moment rephasing)*
GRASS	Aquisição com refasamento de gradiente no equilíbrio dinâmico *(gradient recalled acquisition in the steady state)*
GRE	Gradiente eco
GRE-EPI	Gradiente eco EPI
HASTE	Tomada única de aquisição turbo eco pela metade *(half acquisition single shot turbo spin echo)*
I	Inferior
IM	Intramuscular
IR	Inversão da recuperação *(inversion recovery)*
IR prep	Preparo de magnetização para inversão da recuperação
IR-FSE	Inversão da recuperação-FSE
IV	Intravenoso
LCR	Líquido cefalorraquidiano ou liquor
MAI	Meato acústico interno
MAV	Malformação arteriovenosa
MP RAGE	Gradiente de eco rápido preparado por magnetização *(magnetization prepared rapid gradient echo)*
MT	Transferência de magnetização *(magnetization transfer)*
NAV	Necrose avascular
NEX	Número de excitações
NSA	Número de médias de sinal *(number of signal averages)*
P	Posterior
PC	Contraste de fase *(phase contrast)*
Pe	Periférico
PEAR	Redução de artefatos de fase codificados (*phase encoding artefact reduction)*
PSIF	FISP reverso
RCR	Relação contraste-ruído
REST	Técnica de saturação regional *(regional saturation technique)*
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância magnética
RMf	Ressonância magnética funcional
ROI	Região de interesse
RR	Intervalo R-R
RSR	Relação sinal-ruído
S	Superior
SAR	Taxa de absorção específica *(specific absorption rate)*
SAT	Saturação
SE	Spin eco
SE-EPI	Spin eco EPI
SNC	Sistema nervoso central
SPAMM	Modulação espacial de magnetização *(spatial modulation of magnetization)*
SPGR	GRASS incoerente *(spoiled GRASS)*
SPIR	Inversão da recuperação seletiva para o espectro *(spectrally selective inversion recovery)*
SS	Tomada única *(single shot)*
SS-EPI	Tomada única de EPI
SS-FSE	FSE em tomada única
SSFP	Precessão livre em equilíbrio dinâmico *(steady state free precession)*
STIR	Inversão da recuperação com TI curto *(short TAU inversion recovery)*
SW	Suscetibilidade ponderada *(susceptibility weighted)*
TC	Tomografia computadorizada
TE	Tempo de eco
TFE	*Turbo field echo*
TI	Tempo de inversão
TOF	*Time of flight* (tempo de voo)

TR	Tempo de repetição
True FISP	Versão Siemens de BGE
TSE	*Turbo spin echo*
VCI	Veia cava inferior
VENC	Codificação de velocidade *(velocity encoding)*

*N.R.T.: Dobra das bordas da imagem.

2 Parâmetros e Compensações

Introdução

Este capítulo está relacionado principalmente com o subitem *Considerações técnicas* (ver seção *Otimização da imagem*, no capítulo anterior), que é considerado em cada exame descrito na Parte 2. Aqui são apresentadas apenas noções gerais e uma explanação mais detalhada pode ser encontrada no Capítulo 4 da obra *MRI in Practice* ou em um livro equivalente.

As principais considerações no tocante à qualidade de imagem são as seguintes:

- Relação sinal-ruído (RSR)
- Relação contraste-ruído (RCR)
- Resolução espacial
- Tempo de varredura (tempo de aquisição).

Cada fator é controlado por determinados parâmetros e cada um tem vantagens e desvantagens (ver adiante no Quadro 2.2). Este capítulo descreve de forma resumida os parâmetros disponíveis e suas vantagens e desvantagens. Os parâmetros sugeridos são apresentados no Quadro 2.1, que pode ser encontrado neste capítulo e no início da apresentação de cada região anatômica na Parte 2 desta obra. Os parâmetros apresentados devem ser universalmente aceitáveis para a maioria dos sistemas. Todavia, os parâmetros de ponderação, em especial, são dependentes da intensidade do campo, e algumas modificações podem ser necessárias se forem utilizadas potências de campo extremamente baixas ou altas.

Relação sinal-ruído

A relação sinal-ruído (RSR) é definida como o coeficiente entre a amplitude do sinal recebido pela bobina e a amplitude do ruído. O sinal é a voltagem induzida na bobina receptora e o ruído é um valor constante que depende da região que está sendo estudada e do ruído elétrico de fundo do sistema. A RSR pode ser aumentada com a utilização de:

- Sequências de pulso spin eco (SE) e *fast spin echo* (FSE)
- Tempo de repetição (TR) longo e tempo de eco (TE) curto
- Ângulo de inclinação (*flip*) de 90°
- Uma bobina bem calibrada e de tamanho apropriado
- Uma matriz grosseira
- Um campo de visão (FOV) grande
- Cortes espessos
- Uma largura de banda estreita
- Médias de sinal de alta ordem – número de excitações (NEX)/número de médias de sinal (NSA).

Na Parte 2, os seguintes termos e parâmetros aproximados são sugeridos quando se discute o número de médias de sinal (NEX/NSA) (ver Quadro 2.1):

- NEX/NSA curto é de 1 ou menos (médias parciais)
- NEX/NSA médio é de 2/3
- NEX/NSA longo ou múltiplo é maior ou igual a 4.

Quadro 2.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +

TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64
Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo

TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados se referem aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Relação contraste-ruído

A relação contraste-ruído (RCR) é definida como a diferença da RSR entre duas regiões adjacentes. É controlada pelos mesmos fatores que influenciam a RSR. Todos os exames incluem imagens que demonstram uma boa RCR entre os tecidos patológicos e a anatomia normal circundante. Assim, as patologias são bem visualizadas. A RCR entre os tecidos patológicos e as outras estruturas pode ser aumentada pelas seguintes medidas:

- Administração de agentes de contraste
- Utilização de sequências ponderadas em T2
- Supressão de tecidos normais por meio de supressão ou sequências que anulam o sinal proveniente de determinados tecidos: inversão da recuperação com TI curto (STIR), inversão da recuperação atenuada do líquido (FLAIR) e sequências preparadas por magnetização
- Uso de sequências que melhoram o fluxo, como *time of flight* (TOF).

Nota sobre as técnicas de supressão de tecido

A RCR pode ser melhorada por meio da supressão de sinal dos tecidos que não são de interesse, aumentando, assim, a visualização dos tecidos importantes. Além das sequências de pulso, como STIR e FLAIR (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*), há diversas técnicas que alcançam esse objetivo.

Pré-saturação química. Um pulso de saturação de 90° é enviado na frequência precessional específica da gordura ou da água para o FOV antes do pulso de excitação, produzindo, assim, saturação. Dessa forma, nenhum sinal é recebido quando o eco é interpretado.

Pré-saturação espectral. Usa um pulso de saturação de magnitude maior do que 90° e inverte a magnetização do tecido, como nas sequências de pulso de inversão da recuperação (IR) (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Técnica de Dixon (2 ou 3 pontos). A imagem reconstruída é obtida apenas a partir dos prótons de água, sem nenhuma contribuição dos prótons de gordura. Esse tipo de imagem é semelhante ao das técnicas de pré-saturação descritas anteriormente, mas conta com o desvio químico entre gordura e água (a diferença em suas frequências precessionais). A obtenção das imagens depende de os momentos magnéticos da gordura e da água estarem dentro ou fora de fase entre si. Ao contrário das técnicas de saturação, esta técnica pode ser usada após gadolínio e em qualquer intensidade de campo, além de ser um método de supressão de tecido muito consistente. Alguns fabricantes usam esta técnica para produzir quatro imagens em uma só sequência (água, gordura, dentro e fora de fase).

A supressão de tecido é, geralmente, usada para fazer a distinção entre gordura e uma patologia realçada nas sequências ponderadas em T1 e nas sequências FSE ponderadas em T2, em que gordura e patologia são, normalmente, isointensas. Na Parte 2, todas essas técnicas serão chamadas de ***supressão de tecido***.

Resolução espacial

A resolução espacial é a capacidade de diferenciar dois pontos como distintos e separados. É controlada pelo tamanho do voxel. A resolução espacial pode ser aprimorada por meio de:

- Cortes finos
- Matrizes finas
- Campo de visão (FOV) pequeno.

Os critérios mencionados anteriormente assumem o FOV quadrado de modo que, quando se utiliza uma matriz irregular, os *pixels* são retangulares, induzindo perda de resolução. Alguns sistemas utilizam *pixels* quadrados de modo que a matriz de fase determina o tamanho do FOV ao longo do eixo de codificação de fase. Desta maneira, a resolução é conservada porque os *pixels* sempre são quadrados. A desvantagem desses sistemas é que o tamanho do campo de visão pode não ser adequado para a cobertura da região anatômica a ser examinada na direção de fase e a RSR é, com frequência, diminuída por causa do uso de *pixels* quadrados menores. Assim, esses sistemas costumam ter a opção de utilizar um campo de visão quadrado quando uma determinada cobertura é necessária ou quando a RSR é baixa. Para simplificar, na Parte 2 assume-se que o campo de visão é quadrado e, assim, o tamanho da matriz de fase determina a resolução da imagem e não o tamanho do campo de visão.

Na Parte 2 os seguintes termos e parâmetros aproximados são sugeridos quando se discute resolução espacial. O primeiro número citado é a frequência de codificação da matriz e o segundo é o eixo de fase da matriz (ver Quadro 2.1):

- Uma matriz grosseira corresponde a 256 × 128 ou 256 × 192
- Uma matriz média corresponde a 256 × 256 ou 512 × 256
- Uma matriz fina corresponde a 512 × 512
- Uma matriz muito fina consiste em qualquer matriz de 1.024 × 1.024 ou mais
- Um campo de visão (FOV) pequeno costuma ser menor que 18 cm
- Um FOV grande tem mais de 30 cm
- De modo geral, o campo de visão deve estar encaixado na região de interesse
- Um corte fino/espaçamento varia de 1 mm/1 mm a 4 mm/1,5 mm ou menos
- Um corte médio/espaçamento varia de 5 mm/2,5 mm a 6 mm/2,5 mm
- Um corte grande/espaçamento consiste em 8 mm/2 mm ou mais.

Tempo de varredura (tempo de aquisição)

Consiste no intervalo de tempo necessário para concluir a aquisição dos dados. Esse intervalo de tempo pode ser diminuído pela utilização:

- De um TR curto
- De uma matriz de fase grosseira
- Do menor NEX/NSA possível.

Além da RSR, da RCR, da resolução espacial e do tempo de varredura, as seguintes opções de imagem também são descritas no subitem *Considerações técnicas*.

FOV retangular/assimétrico. A utilização de FOV retangular/assimétrico é discutida frequentemente na Parte 2. Isso permite a aquisição de matrizes finas mas com tempos de varredura associados a matrizes grosseiras. É mais útil quando a anatomia se encaixa no formato de um retângulo; por exemplo, corte sagital da coluna vertebral. De modo geral, o eixo longo do retângulo corresponde ao eixo codificador de frequência e o eixo mais curto corresponde ao eixo codificador de fase. Isso é importante porque determinados artefatos de fase, como a formação de fantasmas e *aliasing*, ocorrem ao longo do eixo curto do retângulo. A dimensão do eixo de fase costuma ser expressada como a proporção ou a porcentagem do eixo de frequência; por exemplo, 75%. Em alguns sistemas o FOV retangular/assimétrico e a superposição de amostras não são compatíveis. Se este for o caso, as estruturas anatômicas que produzem sinal e estão além do campo de visão ao longo do eixo de fase mais curto ficam “dobradas” na imagem. Isso pode ser atenuado pelo aumento do campo de visão, pela utilização de bandas de pré-saturação espacial para anular o sinal indesejável ou, se o aparelho dispuser dessa função, pela expansão da dimensão do eixo curto de modo a incorporar todas as estruturas anatômicas produtoras de sinal (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Imagens volumétricas. As imagens volumétricas ou aquisição tridimensional (3D) coletam dados de um volume (*slab*) de imagem e depois aplicam uma fase extra de codificação ao longo do eixo de corte selecionado. Desta maneira são obtidos cortes muito finos sem espaçamento e o conjunto de dados pode ser visto em qualquer plano. Todavia, o tempo de varredura nas imagens volumétricas não depende apenas do TR, da fase da matriz e do NSA, mas também do número de localizações de corte no volume. Assim, o tempo de aquisição de dados é muito maior do que nas imagens bidimensionais (2D). Por esse motivo, as sequências rápidas como as sequências *steady state* e FSE costumam ser utilizadas (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Para conservar a resolução em todos os planos de visão os *voxels* devem ser isotrópicos, ou seja, devem ter as mesmas dimensões nos três planos. Isso é conseguido por meio da seleção de uma matriz regular e uma espessura de corte igual ou inferior ao tamanho do *pixel*. Se, por exemplo, uma matriz de tamanho 256 × 256 for escolhida e o FOV tiver 25 cm, uma espessura de corte de 1 mm promoverá a resolução necessária. Se o campo de visão for maior, pode ser utilizado um corte discretamente mais espesso. A desvantagem dos *voxels* isotrópicos, contudo, é a diminuição da relação sinalruído por causa do uso de *voxels* quadrados menores. Além disso, mais cortes podem ser necessários para cobrir o volume de imagem e, consequentemente, o tempo de exame aumenta. Tudo isso é compensado, pelo menos parcialmente, pelo fato de que, como não há espaçamentos, um volume maior de tecido é excitado e o retorno de sinal aumenta. Seja como for, quando são usadas imagens volumétricas é preciso avaliar a necessidade de resolução em todos os planos em relação à perda da RSR e ao prolongamento do tempo de exame. Visto que os cortes não são excitados individualmente como nas aquisições convencionais, mas são localizados por um gradiente extra de codificação de fase, ocorre *aliasing* ao longo do eixo de corte selecionado. Isso se origina das estruturas anatômicas localizadas dentro da bobina (que origina o sinal) e fora do volume ao longo do eixo codificador do corte. Manifesta-se como “dobradura” ou “retroprojeção” dos primeiros e dos últimos cortes das imagens volumétricas e pode obscurecer detalhes anatômicos importantes. Para evitar que isso ocorra, sempre “exagere” na prescrição dos volumes de modo que a região de interesse e algumas estruturas anatômicas dos dois lados dela sejam incluídas. Dessa forma, se houver alguma dobradura de corte, esta não interferirá com a região de interesse (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*). As imagens volumétricas costumam ser utilizadas para o exame do cérebro e das articulações, especialmente quando são necessários cortes muito finos. Na Parte 2, os seguintes termos e parâmetros aproximados são sugeridos quando são discutidas as imagens de volume (ver Quadro 2.1):

- Um corte fino tem 1 mm ou menos
- Um corte espesso tem mais de 3 mm
- Um número pequeno de cortes consiste em, aproximadamente, 32
- Um número médio de cortes consiste em, aproximadamente, 64
- Um número grande de cortes consiste em, aproximadamente, 128 ou mais.

A seguinte combinação de parâmetros costuma fornecer a RSR e o tempo de varredura ótimos para imagens volumétricas, embora isso dependa da densidade de prótons da região examinada, da espessura do corte e da força do campo.

- 32 localizações usam 2 ou mais NEX/NSA
- 64 localizações usam 1 NEX/NSA
- 128 localizações usam menos de 1 NEX/NSA (média parcial).

Decisões estratégicas

Quando se deseja otimizar a qualidade da imagem, os dados devem ter uma RSR elevada, uma boa resolução e tempo de aquisição pequeno. De modo geral, isso é impossível porque os fatores que precisam ser aumentados para melhorar a RSR podem ter de ser reduzidos para melhorar a resolução espacial. Um exemplo dessa situação é a escolha da matriz. Uma matriz grosseira é necessária para obter *voxels* grandes e, portanto, uma RSR elevada. Contudo, uma matriz fina com *voxels* pequenos e baixa relação sinal-ruído é necessária não apenas para conservar uma boa resolução espacial, mas também aumenta o tempo de exame porque é realizado um número maior de codificações de fase. O profissional que realiza o exame precisa decidir qual fator (RSR, resolução de fase ou tempo de exame) é o mais importante e otimizá-lo. Assim sendo, um dos outros dois fatores ou ambos terão de ser sacrificados.

Na Parte 2 desta obra, quando são discutidos esses tópicos, é enfatizada a importância de uma boa RSR em relação a outros fatores, pois acreditamos que não faz sentido ter uma imagem com boa resolução se a relação sinal-ruído for ruim. A escolha de uma bobina calibrada e de tamanho apropriado também é fundamental, assim como a densidade de prótons da

região a ser examinada. Por exemplo, quando se examina o tórax, que apresenta uma RSR baixa, os parâmetros selecionados precisam otimizar o máximo possível a RSR e a resolução e o tempo de exame são prejudicados. A importância de limitar o tempo de aquisição de dados à tolerância do paciente também é comentada na Parte 2. Se o exame for demorado, todos os pacientes acabam se sentindo desconfortáveis e se mexem. O consequente artefato de movimento degrada qualquer imagem, seja qual for sua RSR ou características de resolução. Por conseguinte, é importante minimizar o tempo de varredura para níveis aceitáveis. Se os pacientes estiverem com dor ou não forem cooperativos, essa estratégia é ainda mais importante.

Conclusão

A variedade de parâmetros utilizados na RM é, com frequência, assombrosa, mas sua importância é indiscutível, principalmente na determinação da qualidade da imagem. Para que o exame seja o melhor possível, o profissional precisa conhecer bem esses parâmetros e suas inter-relações. O Quadro 2.2 resume essas vantagens e desvantagens. A escolha da sequência de pulso também é importante na determinação do contraste das imagens. Na seção a seguir são discutidas as opções de sequência de pulso.

Quadro 2.2 Parâmetros e suas vantagens e desvantagens.

Parâmetro	Vantagens	Desvantagens
TR aumentado (acima de 2.000 ms em SE)	RSR aumentada Aumento do número de cortes por aquisição	Tempo de varredura aumentado Redução da ponderação em T1
TR diminuído (abaixo de 2.000 ms em SE)	Tempo de varredura diminuído Aumento da ponderação em T1	RSR diminuída Diminuição do número de cortes por aquisição
TE aumentado	Aumento da ponderação em T2	RSR diminuída
TE diminuído	RSR aumentada	Redução da ponderação em T2
NEX aumentado	RSR aumentada em todos os tecidos Artefato de fluxo reduzido devido à média dos sinais	Aumento proporcional direto do tempo de varredura
NEX diminuído	Redução proporcional direta do tempo de varredura	RSR diminuída em todos os tecidos Aumento do artefato de fluxo em decorrência de uma média menor do sinal
Espessura de corte aumentada	RSR aumentada em todos os tecidos Aumento da cobertura da anatomia	Diminuição da resolução espacial e da composição parcial de volume em direções de corte selecionadas
Espessura de corte diminuída	Aumento da resolução espacial e diminuição da composição parcial de volume em direções de corte selecionadas	RSR diminuída em todos os tecidos Redução da cobertura da anatomia
FOV aumentado	RSR aumentada Aumento da cobertura da anatomia	Diminuição da resolução espacial Redução da probabilidade de *aliasing*
FOV diminuído	RSR diminuída em todos os tecidos Redução da cobertura da anatomia	Aumento da resolução espacial Aumento da probabilidade de *aliasing*
Matriz aumentada	Aumento da resolução espacial	Redução da RSR se o tamanho do *pixel* diminuir. Se o tamanho do *pixel* permanecer igual, a RSR aumentará por causa do aumento do número de codificações de fase Aumento do tempo de varredura
Matriz diminuída	RSR aumentada em todos os tecidos se o tamanho do *pixel* aumentar. Se o tamanho do *pixel* permanecer igual, a RSR	Diminuição da resolução espacial

	diminuirá por causa da redução do número de codificações de fase realizadas Redução do tempo de varredura	
Aumento da largura de banda	Diminuição do TE mínimo Diminuição do desvio químico	Redução da RSR
Diminuição da largura de banda	Aumento da RSR	Aumento do TE mínimo Aumento do desvio químico

Sequências de Pulso

Introdução

Neste capítulo trataremos principalmente do item *Protocolo sugerido*, que é encontrado em todos os exames descritos na Parte 2, embora as sequências de pulso também sejam mencionadas, ocasionalmente, no subitem *Considerações técnicas* de *Otimização da imagem*. Aqui é descrito um resumo dos mecanismos e das utilizações das sequências de pulso mais solicitadas. Todas as sequências de pulso são descritas pelo nome genérico. O Quadro 3.1 apresenta uma comparação dos acrônimos usados pelos principais fabricantes, suas sequências de pulso e opções de imagens. Os parâmetros apresentados no Quadro 2.1 devem ser universalmente aceitos pela maioria dos sistemas com intensidades de campo de 1,5 T e 3 T. Todavia, os parâmetros de ponderação, em especial, são dependentes da intensidade do campo magnético, sendo portanto necessárias algumas modificações se o profissional trabalhar com campos magnéticos de intensidade extremamente baixa ou alta. Aqui são apresentados apenas os aspectos gerais. Para uma explicação mais detalhada desses tópicos o leitor deve procurar os Capítulos 2 e 5 da obra *MRI in Practice* ou um livro equivalente.

Spin eco

De modo geral, a sequência de pulso em spin eco (SE), também conhecida como spin eco convencional (CSE), utiliza um pulso de excitação de 90° seguido por um pulso de refasamento de 180° para produzir um SE. Algumas sequências de pulso SE utilizam um ângulo de inclinação (*flip angle*) variável, mas tradicionalmente o pulso de excitação tem uma magnitude de 90°. De modo geral, nos protocolos parte-se do pressuposto de que essa amplitude do ângulo de inclinação está sendo utilizada. As sequências SE podem ser utilizadas para gerar um ou mais spin ecos. Um eco costuma ser empregado para a ponderação em T1, enquanto dois ecos são utilizados para a densidade de prótons (DP) e ponderação em T2. As sequências de pulso SE são as mais frequentemente implementadas porque promovem RSR e RCR ótimas.

Quadro 3.1 Comparação de acrônimos de fabricantes (ver *Abreviaturas*, no Capítulo 1, *Como Usar Este Livro*).

Sequência de pulso/opção de imagem	General Electric	Philips	Siemens
SE	SE	SE	SE
FSE	FSE	TSE	TSE
GRE coerente	GRASS	FFE	FISP
BGRE	FIESTA	BFFE	*True* FISP
GRE incoerente	SPGR	FFE T1	FLASH
Precessão livre em equilíbrio dinâmico (SSFP)	SSFP	FFE T2	PSIF
IR	IR	IR	IR
STIR	STIR	STIR	STIR
Inversão da recuperação atenuada do líquido (FLAIR)	FLAIR	FLAIR	FLAIR

Pré-saturação	SAT	REST	SAT
Anulação de momento de gradiente	FC	FC	GMR
RC	RC	PEAR	RC
Média de sinal	NEX	NSA	AC
Média parcial	NEX fracionado	*Half scan*	Fourier parcial *(Half Fourier)*
Superposição de amostras	*No phase wrap*	*Fold over suppression*	*Oversampling*
FOV retangular/assimétrico	FOV retangular	FOV retangular	FOV com subamostragem

Fast spin echo ou *turbo spin echo*

A sequência *fast spin echo* (FSE) utiliza um ângulo de inclinação (*flip angle*) de 90° seguido por alguns pulsos de refasamento de 180° para produzir vários SE em um determinado TR. Cada eco é fase-codificado com uma magnitude diferente na curva de gradiente, de modo que os dados de cada eco são coletados e armazenados em uma linha diferente do espaço K. Desta forma, mais de uma linha do espaço K é preenchida por TR e o tempo de varredura é reduzido. O comprimento do trem de eco (ETL) (também conhecido como fator turbo – *turbo factor*) diz respeito ao número de pulsos de refasamento de 180°, consequentemente, aos ecos que correspondem ao número de linhas do espaço K preenchido por TR. Quanto mais comprido for o ETL, menor é o tempo de varredura porque mais linhas do espaço K são preenchidas por TR.

A sequência FSE pode ser utilizada para produzir um ou dois ecos como na sequência SE. O trem de eco pode ser dividido de modo que os dados sejam coletados da primeira metade do trem de eco para a aquisição do primeiro eco e da segunda metade para a aquisição do segundo eco. Essa estratégia é frequentemente empregada para produzir imagens DP e T2 que exibem ponderação semelhante a SE. Não obstante, as imagens T2 podem ser adquiridas sem uma imagem DP. Uma imagem T2 isolada, em vez de um duplo eco, costuma ser adquirida na Parte 2. Obviamente, é perfeitamente justificável a utilização de uma sequência de duplo eco, se isso for necessário. Para obter maiores detalhes, o leitor deve procurar o subitem *Considerações técnicas* na seção *Cérebro* (ver Capítulo 8, *Cabeça e Pescoço*).

As sequências de pulso FSE foram modificadas para incluir aquisições tridimensionais (3D) e técnicas de tomada única (*single-shot*). A sequência FSE em tomada única (*single-shot*) (SS-FSE), que também é denominada HASTE (*half acquisition single-shot turbo spin echo* – tomada única de aquisição turbo eco pela metade), combina ETL longos que preenchem todo o espaço K em uma tomada com técnicas de aquisição *half Fourier* (Fourier parcial), que adquirem apenas metade do espaço K, e depois transpõem os dados para a outra metade. Essa técnica possibilita aquisições muito rápidas, resultando em imagens em tempo real com múltiplos cortes em apneia.

Algumas características de contraste das sequências FSE diferem das sequências SE convencionais. A gordura se mantém brilhante nas imagens ponderadas em T2 e podem ser necessárias técnicas de supressão de gordura para compensar esse efeito. Os múltiplos pulsos de RF de 180° empregados nas sequências FSE podem prolongar o tempo de decaimento de T2 da gordura de modo que a intensidade do sinal da gordura nas imagens ponderadas em T2 é maior do que em SE. Algumas vezes isso dificulta a detecção de anormalidades na medula óssea. Assim, quando se deseja obter imagens dos corpos vertebrais à procura de metástases, deve-se empregar uma inversão da recuperação com TI curto (STIR). Os músculos podem aparecer mais escuros do que o habitual, sobretudo nas imagens ponderadas em T2. Mais uma vez isso se deve aos múltiplos pulsos de 180° que provocam um efeito de MT.

Além disso, determinados artefatos são proeminentes nas sequências FSE. Frequentemente, o borramento da imagem é um problema nas sequências com ETL longos. Isso ocorre porque cada linha do espaço K contém dados de ecos com TE diferentes. Nas sequências com ETL longos os ecos muito tardios apresentam amplitude de sinal baixa e, como as linhas mais externas do espaço K estão preenchidas com dados desses ecos, não há dados suficientes para propiciar resolução adequada. O borramento da imagem é observado mais frequentemente nas bordas dos tecidos com diferentes tempos de decaimento em T2. O borramento da imagem pode ser reduzido por meio de diminuição do tamanho do FOV na direção da fase (dependendo de como o fabricante implementa uma sequência FSE rápida) ou pela seleção de banda de recepção mais larga. Todavia, embora esta última opção melhore a qualidade total da imagem ao reduzir o borramento, também reduz a RSR. Por fim, nem sempre a sequência FSE é compatível com opções como compensação respiratória (CR) reordenada de

fase; portanto, as sequências SE convencionais ou com apneia são muitas vezes as preferidas quando é provável a ocorrência de artefatos respiratórios.

Inversão da recuperação (IR/IR-FSE)

As sequências de pulso inversão da recuperação (IR) começam com um pulso de 180° que inverte o vetor de magnetização final para a saturação plena. Quando o pulso de inversão é retirado, a magnetização começa a se recuperar e retorna a B_0. Depois de um período de tempo TI (tempo de inversão) específico, um pulso de excitação de 90° é aplicado e ele transfere a proporção de magnetização recuperada de B_0 para o plano transverso. Essa magnetização transversa é, então, refasada por um pulso de refasamento de 180° para produzir um eco. Na IR-FSE alguns pulsos de refasamento de 180° são aplicados como na sequência FSE, de modo que mais de uma linha do espaço K pode ser preenchida por TR, reduzindo, assim, o tempo do exame.

A IR convencional é realizada mais frequentemente para produzir imagens intensamente ponderadas em T1. Todavia, as sequências IR convencional e IR-FSE também podem ser implementadas para eliminar o sinal oriundo de determinados tecidos mediante a aplicação de um pulso de excitação de 90° quando a magnetização nesse tecido for recuperada para o plano transverso e, portanto, não apresentar o componente longitudinal. Dessa forma, o sinal oriundo do tecido é anulado pelo pulso de excitação. Existem duas indicações principais para essa técnica. A STIR utiliza um TI curto que corresponde ao ponto nulo da gordura, de modo que o pulso de excitação anula especificamente o sinal oriundo da gordura. Na Parte 2 desta obra, a STIR é utilizada como uma técnica de supressão de gordura em conjunto com uma sequência FSE para produzir ponderação em T2 por meio da utilização de TE e ETL longos. A FLAIR (inversão da recuperação atenuada do líquido) utiliza TI longo que corresponde ao ponto nulo do líquido cefalorraquidiano (LCR) de modo que o pulso de excitação anula especificamente o sinal oriundo do mesmo. Mais uma vez, TE e ETL longos, que aumentam a ponderação em T2, costumam ser utilizados para reforçar o sinal oriundo de tecidos doentes, sobretudo lesões periventriculares.

Em todas as sequências IR o TI é dependente da força do campo magnético. Nas sequências FLAIR combinadas com FSE e ETL longo, se o TR não for longo o suficiente para permitir a recuperação completa da magnetização z depois da coleta do último eco do trem de ecos, um TI mais curto que o habitual torna-se necessário para anular adequadamente o sinal do LCR. O motivo é que se apenas uma magnetização z parcial for recuperada ao final do período TR, esta é convertida, depois da inversão, em magnetização –z parcial, consequentemente, a magnetização no LCR não dura o suficiente para atingir seu ponto nulo.

Gradiente eco coerente (T2*)

As sequências de pulso gradiente eco (GRE) coerente utilizam um ângulo de inclinação variável seguido por refasamento do gradiente para obter um GRE. Essa sequência utiliza o estado de equilíbrio dinâmico de modo que o componente transverso da magnetização se acumula ao longo de tempos de repetição sucessivos. Isso é conseguido graças à reversão do gradiente de codificação de fase antes de cada repetição que refaseia essa magnetização transversa. Assim, a coerência da magnetização transversa é conservada e na imagem encontra-se principalmente o sinal proveniente de tecidos com teor elevado de água e T2 longo. Muitas vezes diz-se que a sequência GRE apresenta efeito angiográfico, mielográfico ou artrográfico porque o sangue, o LCR e o líquido articular aparecem brilhantes. Como o TR é curto, essas sequências são utilizadas, principalmente, para aquisições em apneia ou de volume. Todavia, o TR pode ser prolongado para permitir aquisições de múltiplos cortes, com excelente contraste. Essa estratégia é comum na obtenção de imagens vertebrais e articulares.

Já existem versões mais rápidas desta sequência que permitem a obtenção de imagens em tempo real, dinâmicas, em apneia e com múltiplos cortes. O tempo de exame é reduzido por uma combinação de pulsos de RF parciais, aquisições de Fourier parciais e preenchimentos cêntricos do espaço K. Por causa da falta intrínseca de contraste dessa sequência, pulsos de preparação de magnetização são ocasionalmente utilizados para anular o sinal de determinados tecidos (aumentando, assim, a RCR entre eles e as estruturas circundantes) ou aumentar o contraste T2 global.

Gradiente eco equilibrado (T2*)

O GRE equilibrado ou balanceado (BGRE) é uma sequência em equilíbrio dinâmico (*steady state*) que emprega um TR muito curto para ter tempos de aquisição rápidos e ângulos de inclinação grandes para aumentar a RSR. Habitualmente essa combinação resultaria em saturação ou ponderação em T1. Assim, a fase de cada pulso de excitação é alternada de modo que a magnetização transversa não seja aditiva, e ocorrem combinações de ângulos de inclinação grandes e TR curtos sem

saturação. Os valores curtos de TR reduzem o tempo para evitar efeitos de fluxo e gradientes equilibrados que utilizam áreas integradas em tempo zero nos três eixos também são usados para minimizar o artefato de fluxo. Esta é uma sequência *steady state* "pura" porque o sinal é obtido tanto da sequência *steady state* longitudinal como da sequência *steady state* transversa. Essas características, juntamente com TE e TR ultracurtos, resultam em imagens ponderadas pela razão T2/T1. Spins com elevada razão T2/T1 (valores semelhantes) são brilhantes, enquanto spins com baixa razão T2/T1 (valores diferentes) são escuros. As substâncias mais comuns que apresentam razão T2/T1 elevada são sangue, LCR e gordura, e o músculo possui uma baixa razão T2/T1.

Gradiente eco incoerente (*spoiled*) (T1/DP)

As sequências GRE incoerentes (*spoiled*) também empregam um ângulo de inclinação variável e refasamento de gradiente que resulta em GRE. Costumam ser utilizadas em estados de equilíbrio dinâmico (*steady state*), de modo que a magnetização residual se acumula no plano transverso. Todavia, essas sequências "deterioram" (*spoil*) essa magnetização com pulsos de RF deslocados no eixo de fase e não permitem que a magnetização residual transversa seja recebida. Assim sendo, a ponderação em T2* não domina o contraste de imagem tanto quanto as sequências de pulso GRE coerentes e as imagens são principalmente ponderadas em T1/DP. Por causa do TR curto, essas sequências podem ser utilizadas para aquisições em apneia, imagens dinâmicas e aquisições cine e volumétricas. Visto que são, principalmente, ponderadas em T1/DP, são muito efetivas quando combinadas com administração de contraste e para demonstração de detalhes anatômicos.

Como nas sequências GRE coerentes, existe uma versão mais rápida desta sequência que permite a obtenção de imagens com múltiplos cortes, em apneia, dinâmicas após contraste e em tempo real. Os tempos de varredura são reduzidos por uma combinação de pulsos de RF parciais, aquisições de Fourier parciais e preenchimento cêntrico do espaço K. Tendo em vista a inerente falta de contraste desta sequência, os pulsos de preparação de magnetização são usados, às vezes, para anular o sinal de determinados tecidos, aumentando assim a RCR entre eles e as estruturas circundantes ou para aumentar o contraste T1 global.

Precessão livre em equilíbrio dinâmico (T2)

Esta é uma sequência em equilíbrio dinâmico que utiliza ângulos de inclinação médios e TR curto para manter o equilíbrio dinâmico, de modo a permitir o acúmulo de magnetização residual no plano transverso. Essas sequências geram contraste por meio de amostragem dessa magnetização transversa, que é, principalmente, com ponderação em T2. O eco com ponderação em T2 é reposicionado por um gradiente, de modo que o TE é mais longo do que o TR. Assim, a ponderação verdadeira em T2 pode ser conseguida em combinação com um TR curto. O TE verdadeiro escolhido no console é 2 vezes o TR menos o intervalo de tempo entre o eco e o pulso de RF seguinte (geralmente denominado TE, o que gera muita confusão). Em suma, quanto mais curto o TE escolhido no console, mais longo o TE verdadeiro e maior a ponderação em T2 da imagem.

Imagem ecoplanar

As sequências de imagens ecoplanares (EPI) preenchem todo o espaço K em uma repetição (denominada tomada única ou *single shot*) ou em múltiplas repetições (denominadas tomadas múltiplas ou *multi-shot*) por meio de trens de ecos muito longos. Os ecos são produzidos por meio de alternância do gradiente codificador de frequência. Assim, os ecos que preenchem o espaço K são GRE (se os ecos forem SE resultantes de aplicação repetida de pulso de refasamento de 180°, a sequência é denominada FSE). As sequências EPI são nomeadas de acordo com o que precede o preenchimento do espaço K por EPI. Se a sequência começar com uma combinação 90°/180°, é denominada spin eco EPI (SE-EPI). Se a sequência começar com uma combinação 180°/90°/180°, é denominada IR-EPI. Se a sequência começar com um único pulso de RF excitatório com qualquer ângulo de inclinação (ou seja, não existe pulso de refasamento de 180°), é denominada GE-EPI.

Se todo o espaço K for preenchido de uma vez, isso é denominado tomada única de EPI (*single shot*) (SS-EPI). SS-EPI produz imagens muito mais rapidamente do que SS-FSE porque utiliza um trem de GRE em vez de SE e consegue, portanto, preencher o espaço K em uma fração de segundo. Não obstante, as sequências SS-EPI são muito propensas a artefatos como desvio químico, distorção e borramento. Esses artefatos aumentam de acordo com o espaçamento de ecos e com o tempo do trem de ecos. Por esse motivo, as sequências EPI costumam ser usadas no modo *multi-shot*, no qual 25% ou 50% do espaço K são preenchidos por período de TR com consequente redução do tempo de trem de eco. Isso também pode ser minimizado pela implementação de uma ou de todas as seguintes medidas:

- Aumento do FOV

- Aumento da largura da banda de recepção
- Redução da matriz codificadora de frequência
- Redução do FOV de fase.

Atualmente, EPI, BGRE e as versões rápidas das sequências GRE coerente e incoerente (*spoiled*) representam os modos de aquisição mais rápidos em RM. Estudos em tempo real, dinâmicos e funcionais são possíveis graças a essas técnicas. Algumas delas são comentadas na Parte 2 desta obra, portanto são descritas resumidamente aqui.

Imagem em tempo real. Sequências muito rápidas, como EPI, permitem a obtenção de imagens em tempo real de estruturas em movimento. Isso é extremamente útil em procedimentos intervencionistas nos quais uma agulha de biopsia, uma sonda de *laser* ou outro instrumento pode ser visualizado em tempo real. Biopsias, ablações térmicas de tumores, angioplastias, endoscopias e intervenções em campos cirúrgicos limitados são as aplicações mais promissoras desta técnica (ver *Imagem dinâmica*, a seguir).

Imagem dinâmica. Consiste na aquisição rápida de imagens, após a administração de contraste, seja para observar a intensificação do contraste ou o movimento. Esta técnica pode ser empregada na visualização do movimento de uma articulação (p. ex., joelho) ou de uma estrutura como a coluna vertebral cervical ou o assoalho pélvico. Imagens únicas podem ser obtidas com sequências GRE ou EPI em vários graus de movimento. Uma opção consiste na aquisição de múltiplos cortes para cobrir mais regiões anatômicas ou para visualizar uma determinada estrutura em muitas posições durante a aquisição de dados. Quando combinada com EPI, tornam-se possíveis aquisições da ordem de 20 imagens por segundo e é denominada em tempo real. Contudo, se for combinada com sequências GRE, a aquisição de dados é muito mais lenta e é denominada em tempo quase real. De acordo com a resolução temporal da estrutura examinada, as técnicas em tempo quase real nem sempre propiciam uma representação acurada do movimento. A técnica de imagem dinâmica, quando combinada com a administração de contraste, permite a visualização da velocidade de captação do contraste, que pode ser necessária para determinar a natureza de uma lesão. Esta técnica pode ser usada em muitas áreas, inclusive cérebro, pâncreas, fígado e próstata. Uma das aplicações mais importantes da imagem dinâmica é na mama, onde o contraste ajuda a caracterizar lesões. As lesões benignas levam mais tempo para serem realçadas do que as malignas e o tecido cicatricial (fibrótico) simplesmente não é realçado. Quando é administrado gadolínio, é necessária uma sequência T1 e, por causa da natureza dinâmica da série, os tempos de aquisição têm de ser os mais curtos possíveis. As sequências GRE incoerentes (*spoiled*) ou FSE são, portanto, as ideais para esse tipo de exame. Toda a mama, em vez de apenas alguns cortes através de uma lesão, pode ser demonstrada (alguns sistemas já apresentam aquisição ultrarrápida de volume). Obviamente, este método é importante quando existe a suspeita de doença multifocal. A caracterização tecidual pela determinação da captação de contraste também é uma técnica útil no exame da próstata.

Imagem funcional (RMf). Esta é uma técnica rápida de aquisição de imagens do cérebro durante atividade ou estímulo e em repouso. Então, os dois conjuntos de imagens são subtraídos e a atividade cerebral funcional é demonstrada como o resultado do aumento do fluxo sanguíneo para o córtex ativado. O mecanismo responsável pelo contraste na técnica de RMf é denominado dependente do nível de oxigenação sanguínea (BOLD) e ele explora as diferenças na suscetibilidade magnética entre a oxi-hemoglobina e a desoxi-hemoglobina. Isso resulta em aumento da intensidade do sinal nas áreas ativadas do córtex que exibem níveis menores de desoxi-hemoglobina do que as áreas inativas. O sinal alto é, então, sobreposto às imagens anatômicas. A RM funcional é valiosa na investigação da atividade cerebral em uma ampla gama de distúrbios, inclusive em epilepsia, acidente vascular cerebral (AVC) e transtornos comportamentais.

Imagens ponderadas em difusão (DWI). As DWI mostram áreas com difusão restrita da água extracelular, como o tecido infartado. Nos tecidos normais a água extracelular difunde-se de forma aleatória, enquanto nos tecidos isquêmicos as células tornam-se tumefeitas e absorvem água e, assim, reduzem a difusão média. Na DWI a sequência pode ser sensibilizada para difusão por meio da aplicação de gradientes iguais de cada lado de um pulso de RF de 180°. Assim, as imagens ponderadas em difusão são mais efetivamente adquiridas por sequências do tipo SE como SE ou SE-EPI. Esses pulsos de gradiente são projetados de modo a cancelar o desvio de fase dos spins estacionários enquanto os spins em movimento sofrem desvio de fase. Desta forma, ocorre atenuação do sinal nos tecidos normais com movimento aleatório e o sinal alto aparece nos tecidos com difusão restrita. A magnitude da atenuação depende da amplitude dos gradientes que é modificada pela seleção de um valor b (expressado como s/mm^2). Os pulsos de gradiente podem ser aplicados ao longo dos eixos X, Y e Z para determinar o eixo de difusão restrita. O termo difusão isotrópica é empregado para descrever os gradientes de difusão aplicados nos três eixos. DWI é especialmente valiosa no cérebro para diferenciar tecido viável de

tecido inviável depois de um acidente vascular cerebral. DWI também é útil no fígado, na próstata, na coluna vertebral e na medula óssea.

Imagem de perfusão. A imagem de perfusão refere-se às alterações microscópicas que ocorrem na perfusão quando o gadolínio atravessa pela primeira vez o leito capilar. É utilizada principalmente no cérebro para avaliar a cinética de perfusão. Essa sequência de RM é sensibilizada para as alterações extremamente transitórias em T2* quando um *bolus* de contraste atravessa o leito capilar da área que está sendo examinada. Portanto, as sequências GRE sempre são utilizadas e, tipicamente, é usada SS-GE-EPI. As imagens são adquiridas muito rapidamente antes, durante e depois da injeção de uma pequena dose de contraste na fossa antecubital. A seguir, as imagens são pós-processadas e são produzidos gráficos de perfusão e imagens hemodinâmicas.

Angiorressonância magnética

O princípio da angiorressonância magnética (ARM) consiste na aquisição de imagens quando o sinal que retorna dos núcleos em movimento é elevado e o sinal dos núcleos estacionários é baixo. Desta forma, é alcançado o contraste entre os vasos e o tecido de fundo. Existem várias técnicas para obter esse contraste. As imagens de "sangue escuro (*black blood*)" combinam sequências SE ou FSE com pulsos de pré-saturação espacial para produzir imagens nas quais os vasos com fluxos aparecem escuros. O sinal alto observado nesse tipo de sequência pode indicar estenose ou oclusão do vaso (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*). As imagens com "sangue brilhante" (*bright blood*) combinam sequências GRE com GMN de modo a produzir imagens nas quais os vasos com fluxos têm aspecto brilhante. A ausência de sinal encontrada neste tipo de sequência pode indicar estenose ou oclusão do vaso (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Existem outras técnicas elaboradas especificamente para a angiografia. Duas delas permitem a aquisição de dados de modo sequencial (2D) ou volumétrico (3D). Cada uma apresenta vantagens e desvantagens e, portanto, são utilizadas para propósitos diferentes. Os dois tipos de ARM são resumidos adiante. Trata-se de *time of flight* (TOF) e contraste de fase (PC).

***Time of flight* (TOF).** Geralmente é utilizada uma sequência GRE incoerente com combinações de TR e ângulo de inclinação que saturam o tecido de fundo, mas permitem que os spins em movimento entrem no corte/volume novo, e, assim, existe o retorno de um sinal alto. Os pulsos de pré-saturação espacial, colocados entre a origem do fluxo e o FOV, saturam os spins em movimento que entram no campo de visão, melhorando a visualização da circulação arterial e venosa. Muitas vezes, esses pulsos são concatenados em aquisições 2D, de modo que o pulso de pré-saturação é aplicado em torno de cada corte do arranjo *stack*, em oposição ao conjunto total de cortes. Essa estratégia melhora a eficiência da pré-saturação. Um sinal indesejado é, algumas vezes, gerado pelos tecidos com tempos de recuperação T1 muito curtos (como a gordura), de modo que eles recuperam parte de sua magnetização longitudinal entre cada pulso de RF e, assim, produzem sinal. Os pulsos de pré-saturação espectral/química, a obtenção de imagens com um TE que coleta o eco quando a gordura e a água estão fora de fase entre si e a utilização de contraste de transferência de magnetização (MT) costumam reduzir esse problema. Nas imagens de volume, os spins em movimento, frequentemente, tornam-se saturados pelos pulsos de RF, reduzindo assim seu sinal. Esse problema pode ser minimizado pela implementação de ângulos de inclinação crescentes, que inicialmente usam ângulos de inclinação pequenos e, depois, aumentam esses ângulos gradativamente durante a aquisição de dados. Desta forma, a saturação do fluxo de núcleos é adiada, mantendo o sinal vascular. Nas aquisições bidimensionais, entretanto, ARM-TOF propicia bom contraste vascular porque, geralmente, os núcleos não permanecem no corte tempo suficiente para se tornarem saturados. As aplicações habituais consistem em demonstração do fluxo arterial e venoso na cabeça, no pescoço e nos vasos periféricos.

Contraste de fase (PC). Geralmente, utiliza-se uma sequência GRE coerente adquirida com e sem um pulso gradiente bipolar. A fase adquirida pelo fluxo de spins como resultado da aplicação do gradiente bipolar é utilizada para produzir imagens baseadas em subtração. A sensibilidade à velocidade do fluxo é controlada por um parâmetro denominado VENC (codificação de velocidade), que pode ser aplicado em um ou nos três planos ortogonais. A ARM por contraste de fase (ARM-PC ou ACF) propicia excelente supressão de fundo e evita a saturação de fluxo intracorte/volume. Todavia, os tempos de varredura associados à ARM-PC são, com frequência, muito longos porque o tempo de varredura depende não apenas do TR, do tamanho da matriz e do NEX/NSA, mas também dos eixos de codificação de fluxo. As aplicações habituais são a demonstração de fluxo arterial nos vasos principais e na cabeça.

ARM contrastada (ARMC ou ARM-GDx). Trata-se de uma técnica que envolve a injeção de uma pequena dose de gadolínio ou de um agente semelhante na fossa antecubital para visualização dos vasos realçados por esse contraste. Habitualmente, o exame é realizado de modo a visualizar a irrigação arterial, mas pode ser retardado um pouco para permitir a visualização das estruturas venosas. Na obtenção de imagens do fluxo arterial, as sequências usadas precisam ser rápidas para possibilitar a visualização acurada da fase arterial. Tipicamente, são utilizadas as sequências GRE ponderadas em T1 para permitir a combinação ótima de velocidade, qualidade da imagem e contraste. Se a região de interesse se encontrar no tórax e/ou no abdome, pedese, geralmente, ao paciente para prender a respiração durante a aquisição de dados. A ARM contrastada tem uma vantagem em relação às técnicas convencionais de ARM porque a visualização dos vasos não é suscetível aos efeitos direcionais e do fluxo. Acredita-se também que a ARM contrastada seja mais acurada. Todavia, implica a administração de contraste. As artérias renais, carótidas e periféricas são, com frequência, examinadas com essa técnica.

Contraste por transferência de magnetização (MT). A MT é uma técnica que costuma ser empregada para suprimir o tecido de fundo por meio do realce dos vasos e de determinados processos mórbidos. Baseia-se nas diferenças de relaxação entre os prótons de água em diferentes ambientes. Os prótons de água se enquadram em duas categorias gerais: aqueles que são livres e aqueles que estão ligados a macromoléculas imóveis circundantes. A MT envolve a troca de magnetização entre os prótons de água livres e ligados. Os pulsos de pré-saturação fora de ressonância, aplicados pouco antes do pulso de excitação de RF, saturam os prótons ligados e promovem a troca de parte dessa magnetização para os prótons livres. Esse pulso excita os prótons de hidrogênio em macromoléculas como proteínas. Essas moléculas, relativamente grandes, têm T2 muito curto e, geralmente, não contribuem para a imagem da RM. Com o pulso de MT, entretanto, alguns desses spins transferem sua magnetização para os spins de água mais móveis. Isso resulta em redução do sinal que retorna dos prótons livres. Por exemplo, as substâncias branca e cinzenta perdem 30 a 40% de seu sinal quando é utilizada uma sequência de pulso MT. As aplicações comuns do MT são o aumento da evidência de determinados processos mórbidos como esclerose múltipla, hemorragia e AIDS, além da melhora do contraste vascular nas imagens de ARM-TOF por meio da supressão do tecido de fundo.

Quadro 3.2 Resumo das características de contraste da anatomia normal e de patologias.

	T1	T2
Sinal alto	Gordura Hemangioma Lipoma intraósseo Após irradiação Deposição gordurosa degenerativa Metemoglobina Cistos com líquido proteináceo Contrastes paramagnéticos Sangue com fluxo lento	Líquido cefalorraquidiano Líquido sinovial Hemangioma Infecção Inflamação Edema Alguns tumores Hemorragia Sangue com fluxo lento Cistos
Sinal baixo	Osso cortical Necrose avascular Infarto Infecção	Osso cortical Ilhotas ósseas Desoxi-hemoglobina Hemossiderina

	Tumores Esclerose Cistos Calcificação	Calcificação Agentes paramagnéticos T2
	T1 e T2	
Ausência de sinal	Ar Sangue com fluxo rápido Ligamentos Tendões Osso cortical Tecido fibrótico Calcificação	

Conclusão

A escolha da sequência de pulso costuma ser a primeira decisão a ser tomada pelo realizador do exame, porque isso determina a ponderação e as características de contraste da imagem. O Quadro 3.2 resume as características de contraste das estruturas anatômicas normais e patológicas. Deve-se dar consideração cuidadosa à qualidade da imagem e aos parâmetros de tempo de varredura para se fazer um exame ideal. Os fenômenos de fluxo e artefatos comuns na região examinada também precisam ser levados em conta, porque algumas técnicas de compensação podem comprometer a sequência de pulso escolhida. Esses fenômenos são comentados no Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*.

4 Fenômenos de Fluxo e Artefatos

Fenômenos de Fluxo

Introdução

Esta seção aborda principalmente o tópico *Problemas com artefatos*, discutido em *Otimização da imagem* e considerado em cada exame apresentado na Parte 2 desta obra. Os fenômenos de fluxo mais comuns estão resumidos no Quadro 4.1. Aqui apresentamos, de forma sucinta, apenas considerações gerais. Para obter maiores detalhes, o leitor deve procurar o Capítulo 6 da obra *MRI in Practice* ou um livro-texto equivalente.

Os tipos mais comuns de fenômenos de fluxos são os seguintes:

- *Time of flight* (TOF) (não confundir com TOF da ARM)
- Fenômeno de entrada no corte
- Defasamento *intravoxel*.

Time of flight

O fenômeno TOF ocorre porque os núcleos que se movem através do corte só podem receber um dos pulsos de RF aplicados. Nas sequências GRE, o refasamento de gradiente não é corte-seletivo, portanto, os núcleos só produzem sinal enquanto estiverem excitados em algum ponto e são refasados pelo gradiente. Em uma sequência SE um núcleo recebe o pulso de excitação, mas depois disso sai do corte antes que o pulso de refasamento de180° possa ser aplicado. Em contrapartida, um núcleo pode não estar presente no corte quando o pulso de excitação é aplicado e entrar no corte para receber apenas o pulso de 180°. Nessas circunstâncias, o núcleo não produz sinal. Nas sequências SE, os efeitos TOF provocam perda de sinal ou realce do sinal proveniente do fluxo de núcleos e são compensados pela utilização de pulsos de pré-saturação colocados entre a origem do fluxo e o FOV.

Fenômeno de entrada no corte

Este fenômeno depende do histórico de excitação dos núcleos que fluem no interior de um vaso, sendo controlado, em grande parte, pela direção do fluxo em relação à excitação do corte. Os núcleos que fluem na mesma direção da excitação do corte recebem vários pulsos de excitação de RF e se tornam rapidamente saturados. Os núcleos que fluem na direção oposta à excitação do corte não recebem pulsos de excitação de RF repetidos porque sempre entram “puros” no corte selecionado. Dessa forma, eles não são saturados tão rapidamente quanto os núcleos que fluem na mesma direção da excitação do corte. Esses fenômenos resultam em uma diferença no sinal entre as artérias e veias nas quais o fluxo é perpendicular ao plano de corte e é mais proeminente no primeiro e no último corte do conjunto de imagens. O fenômeno de entrada no corte é compensado pela aplicação de pulsos de pré-saturação entre a origem do fluxo e o FOV.

Quadro 4.1 Artefatos e as formas de compensação.

Artefato	Compensação	Consequências da compensação
Truncagem	Aumento das codificações de fase	Aumento do tempo de exame
	Emprego de mais de um NEX/NSA	Aumento do tempo de exame

Mapeamento errôneo de fase	Compensação respiratória Sincronização *(gating)* Pré-saturação Anulação do gradiente de momento (GMN) Imobilização do paciente Utilização de agente antiespasmódico Sedação	Cortes podem ser perdidos TR variável Cortes podem ser perdidos Aumenta TE mínimo Nenhuma Conduta dispendiosa e invasiva Conduta invasiva, exige monitoramento
Deslocamento químico	Aumento da largura da banda Redução do FOV Utilização de saturação química	Diminui o TE Reduz a RSR Reduz a RSR
Registro químico errôneo	Ajuste do TE em um múltiplo de periodicidade	Nenhuma
Aliasing	Superamostragem (frequência) Superamostragem (fase) Aumento do FOV	Nenhuma Nenhuma ou aumento do tempo de exame, dependendo do sistema Reduz a resolução
Zipper	Chamar a assistência técnica	Irritar a assistência técnica!
Suscetibilidade magnética	Utilização de SE Retirar objetos de metal onde for possível	Não é sensível ao fluxo Nenhuma
Sombreamento	Carregar apropriadamente a bobina	Nenhuma
Linha cruzada *(crosstalk)*	Nenhuma	Nenhuma
Excitação cruzada	Intercalar cortes em branco na aquisição de corte Usar a raiz quadrada dos pulsos de RF	Dobra o tempo de exame Reduz a RSR

Defasamento *intravoxel*

Este fenômeno é causado por gradientes que aceleram ou desaceleram os núcleos enquanto eles se movem a partir de áreas com campos de força de magnitude diferente ao longo do gradiente. Como resultado dessa aceleração ou desaceleração, o fluxo de núcleos ganha ou perde fase em relação a suas contrapartes estacionárias. Essa diferença de fase entre os núcleos estacionários e em movimento no mesmo *voxel* provoca defasamento e perda de sinal. O defasamento *intravoxel* é compensado pela utilização de anulação do gradiente de momento (GMN).

Como contornar os artefatos de fluxo

As duas formas principais de contornar os artefatos relacionados com fluxo são:

- Pulsos de pré-saturação espaciais
- GMN.

Pré-saturação espacial. Anula o sinal oriundo dos núcleos que produzem sinal indesejado ou artefato por meio da aplicação de um pulso de RF de 90° no tecido selecionado antes de iniciar a sequência. Assim sendo, os momentos magnéticos são invertidos para 180° pelo pulso de excitação e não retornam sinal.

A pré-saturação espacial:

- Produz sinal baixo a partir dos núcleos em movimento
- Reduz os artefatos de movimento e *aliasing* se as bandas forem colocadas sobre as estruturas anatômicas que provocam sinal
- Aumenta a taxa de absorção específica (SAR) e reduz o número de cortes disponíveis por TR
- Reduz, principalmente, os fenômenos de TOF e entrada no corte.

Anulação do gradiente de momento (GMN). Utiliza gradientes extras para o refasamento dos momentos magnéticos do fluxo de núcleos de modo que eles tenham uma fase semelhante à de seus equivalentes estacionários.

O GMN:

- Produz sinal alto a partir do fluxo de núcleos
- Aumenta o TE mínimo e pode reduzir o número de cortes disponíveis
- Reduz, principalmente, o defasamento intravoxel.

Tanto o GMN como a pré-saturação espacial reduzem o artefato de fluxo observado em uma imagem, mas também são valiosos na redução do mapeamento errôneo de fase e do artefato de movimento.

Artefatos

Introdução

Esta seção está relacionada, principalmente, com o tópico *Problemas com artefatos*, discutido em *Otimização da imagem* e considerado em cada exame apresentado na Parte 2 desta obra. Os artefatos mais frequentes são apresentados de forma resumida no Quadro 4.1. Apenas uma breve revisão é apresentada nesta seção. O leitor que desejar explicações mais detalhadas deve procurar o Capítulo 7 da obra *MRI in Practice* ou um livro equivalente.

Os tipos mais comuns de artefato observados nas imagens de RM são os seguintes:

- De movimento (mapeamento errôneo de fase)
- *Aliasing* (dobradura, retroprojeção)
- Desvio químico
- Registro químico incorreto
- Truncagem (truncamento)
- Suscetibilidade magnética.

Mapeamento errôneo de fase

O mapeamento errôneo de fase ou imagens "fantasmas" é causado por movimento das estruturas anatômicas no intervalo entre as aplicações do gradiente de codificação de fase e por movimento ao longo desse gradiente durante a aquisição de dados. O movimento pulsátil dos vasos, o movimento da parede torácica durante a respiração e o movimento cardíaco são as causas mais comuns deste artefato. Movimentos involuntários como o movimento cardíaco também provocam o artefato de mapeamento errôneo de fase. Sugestões para reduzir o movimento voluntário são apresentadas no Capítulo 6, *Cuidados e Segurança do Paciente*.

O mapeamento errôneo de fase é reduzido por uma ou mais das seguintes medidas:

- Troca do eixo de fase de modo que o artefato não apareça na área que está sendo examinada (move apenas o artefato)
- Colocação de pulsos de pré-saturação espacial entre a origem do artefato e o FOV
- Utilização de compensação respiratória (CR) (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*)
- Utilização de sincronização eletrocardiográfica (ECG) ou periférica (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*)

- Seleção de GMN.

Aliasing

O fenômeno de *aliasing* (também chamado de dobradura ou retroprojeção) ocorre quando a anatomia localizada dentro dos limites da bobina de recepção, que, portanto, produz sinal, fica fora do FOV. Se os dados do sinal recebido forem objeto de subamostragem pelo sistema, ocorre duplicação da frequência e dos valores de fase, de forma que as estruturas anatômicas fora do FOV são alocadas em uma posição de *pixel* dentro do FOV. Essas estruturas são, portanto, “dobradas” para dentro da imagem.

O fenômeno de *aliasing* pode ocorrer tanto no eixo de codificação de frequência (dobradura de frequência) como no eixo de codificação de fase (dobradura de fase). A dobradura de frequência é eliminada, em grande parte, pelo uso de filtros digitais que eliminam o sinal oriundo de fora do FOV. A dobradura de fase é reduzida pelas seguintes medidas:

- Aumento do tamanho do FOV até os limites da bobina
- Superamostragem na direção da fase
- Colocação dos pulsos de pré-saturação espacial sobre a anatomia que produz o sinal.

Desvio químico

O artefato de desvio químico é provocado pelos ambientes químicos diferentes da gordura e da água. Isso resulta em uma diferença de frequência de precessão entre os momentos magnéticos da gordura e da água e é chamado de desvio químico. Sua magnitude aumenta significativamente em campos magnéticos mais fortes. O artefato de desvio químico provoca o deslocamento do sinal entre a gordura e a água ao longo do eixo de frequência. É reduzido pelas seguintes medidas:

- Realização do exame com um magneto de baixo campo de força
- Remoção do sinal da água ou da gordura pelo uso de técnicas de supressão de tecido (ver Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*)
- Alargamento da banda de recebimento
- Redução do tamanho do FOV.

Registro químico incorreto

O fenômeno de registro químico incorreto também é provocado pela diferença de frequência de precessão entre gordura e água. Todavia, isso acontece porque a gordura e a água precessam em frequências diferentes, consequentemente, estão em fase em determinados momentos e fora de fase em outros. Quando os sinais provenientes da gordura e da água estão fora de fase, eles se cancelam e isso resulta em perda do sinal. Este artefato ocorre, principalmente, ao longo do eixo de fase e gera um anel escuro em torno das estruturas que contêm gordura e água. É mais prevalente em sequências GRE e pode ser utilizado de forma positiva para reduzir o sinal oriundo da gordura (técnica de Dixon – ver Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*). Para reduzir o artefato de registro químico incorreto deve-se tentar a:

- Utilização de sequências de pulso SE ou FSE
- Utilização de um TE que seja compatível com a periodicidade da gordura e da água, de forma que o eco é gerado quando a gordura e a água estão em fase. A periodicidade depende da força do campo magnético (aproximadamente 4,2 ms em 1,5 T e 7 ms em 0,5 T).

Artefato de truncagem (ou truncamento)

Este artefato é provocado pela amostragem insuficiente (subamostragem) de dados na interface do sinal alto e baixo. Ocorre ao longo do eixo de fase e provoca o aparecimento de uma faixa escura que corre através de uma área de sinal alto. É observado mais frequentemente na porção cervical da medula espinal, onde é, especificamente, denominado artefato de Gibbs. A truncagem é reduzida principalmente pelo aumento do número de etapas de codificação de fase.

Suscetibilidade magnética

O fenômeno de suscetibilidade magnética ocorre porque todos os tecidos são magnetizados em graus diferentes, de acordo com suas características magnéticas. Isso resulta em uma diferença nas frequências individuais de precessão e fase. A discrepância de fase provoca defasamento nos limites de estruturas com sensibilidade magnética muito diferente, com consequente perda do sinal. Este fenômeno costuma ser observado nas sequências GRE quando o paciente possui uma prótese metálica *in situ*, mas também é visualizado na interface da parte petrosa do osso temporal com o cérebro nas imagens coronais GRE incoerentes (*spoiled*). O fenômeno de suscetibilidade magnética pode ser utilizado a favor do radiologista quando se investiga hemorragia ou derivados do sangue porque a presença desse artefato sugere a ocorrência recente de sangramento. O artefato de suscetibilidade magnética é reduzido pela:

- Utilização de sequências de pulso SE ou FSE
- Remoção de todos os objetos de metal do paciente antes da realização do exame.

Conclusão

Os principais artefatos encontrados nos exames de RM são descritos neste capítulo. Além disso, os artefatos de fase provocados por pulsação dos grandes vasos, fluxo do líquido cefalorraquidiano (LCR) e movimentos cardíacos e respiratórios são compensados pela utilização de *softwares* apropriados e estes *softwares* são discutidos no capítulo a seguir. O Quadro 4.1 apresenta um resumo desses artefatos e das maneiras de compensá-los.

5 *Gating* e Técnicas de Compensação Respiratória

Introdução

Neste capítulo abordamos os mecanismos e a correta colocação das derivações de *gating* (sincronização) e dos dispositivos respiratórios. Os conceitos básicos dessas técnicas são resumidos adiante. Apenas uma breve visão geral será apresentada aqui. O leitor que desejar explicações mais detalhadas deve procurar o Capítulo 8 da obra *MRI in Practice* ou um livro equivalente.

Gating cardíaco (ECG *gating*)

O *gating* cardíaco utiliza o sinal elétrico detectado pelas derivações colocadas no tórax do paciente para disparar cada pulso de excitação de RF. Desta forma, cada imagem sempre é adquirida na mesma fase do ciclo cardíaco e reduz-se, assim, o mapeamento incorreto decorrente do movimento cardíaco. Existem vários fatores a serem levados em consideração quando é utilizado o *gating* cardíaco.

Colocação das derivações

De modo geral, quatro derivações são utilizadas e têm cores codificadas para facilitar sua identificação. Alguns sistemas utilizam apenas três derivações. Além disso, nem todos os sistemas empregam o mesmo código de cores, embora o princípio de sua colocação seja o mesmo. As derivações podem ser colocadas na face anterior do tórax ou no dorso do paciente. De modo geral, a colocação anterior é mais simples porque os marcos anatômicos são mais fáceis de localizar. Além disso, se as derivações forem aplicadas no dorso do paciente, o paciente fica sobre elas durante o exame e isso é desconfortável para ele. A colocação anterior das derivações é descrita neste capítulo; contudo, se o traçado no monitor do ECG não for satisfatório, as derivações podem ser colocadas no dorso para obter uma imagem-espelho das derivações anteriores. Isso pode melhorar o traçado. O paciente deve ser colocado em decúbito dorsal na maca de exame. O paciente deve usar um roupão com abertura frontal para facilitar o acesso. A seguir, os adesivos das derivações são aplicados com firmeza à pele do paciente. As derivações costumam ser codificadas por cores da seguinte forma:

- Preto (*ground* ou terra)
- Branco
- Vermelho
- Verde (*ground* ou terra).

As derivações branca e vermelha são colocadas em pontos opostos do coração, de modo que a diferença de voltagem entre os dois produza o traçado eletrocardiográfico. As derivações verde e preta (que atuam como terra) são colocadas o mais próximo possível uma da outra, mas sem se encostar, no centro do tórax. A derivação de cor preta também atua como terra. Alguns sistemas não apresentam códigos de cores, mas as instruções sobre a colocação das derivações costumam ser fornecidas pelo fabricante. As derivações podem ser colocadas de várias maneiras, desde que os critérios descritos anteriormente sejam atendidos. A seguir descrevemos o método mais simples de colocação das derivações (Figura 5.1):

- **Derivação preta:** centro do tórax
- **Derivação branca:** na linha média, na face superior do esterno
- **Derivação vermelha:** um espaço intercostal diretamente abaixo do mamilo esquerdo
- **Derivação verde:** acima da derivação preta, mas sem encostar nela.

A derivação de cor preta pode ser omitida se não existir no sistema. Depois que as derivações forem conectadas e ligadas, deve-se verificar se o traçado eletrocardiográfico é satisfatório. Os traçados variam de acordo com a frequência, o ritmo e o débito cardíacos. Estes, por sua vez, dependem da atividade cardíaca, que, muitas vezes, é modificada por determinados processos mórbidos. Arritmias e débito cardíaco insatisfatório (que podem ser o motivo de o paciente ser examinado) são problemas comuns. Os sinais de um bom traçado eletrocardiográfico são:

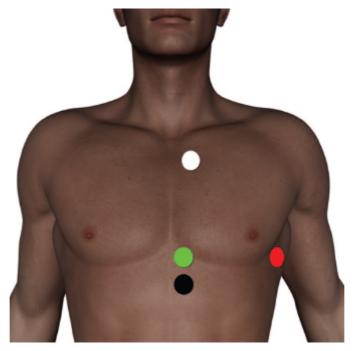



Figura 5.1 O posicionamento correto das derivações de *gating* cardíaco.

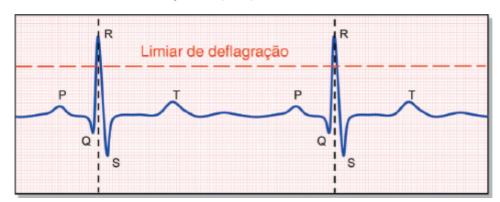



Figura 5.2 Um traçado normal de ECG e o correto posicionamento do limiar de deflagração em relação à onda R.

- Uma frequência regular – os espaços entre os complexos PQRST são regulares
- A onda R é, significativamente, maior que a onda T
- O complexo PQRST apresenta boa amplitude (Figura 5.2).

Se o traçado for satisfatório, o paciente é colocado no centro do magneto. Com frequência, esta ação modifica o traçado, e esta modificação costuma ser tão substancial que o traçado deixa de ser aceitável. O problema mais comum consiste na elevação da onda T, de modo que o sistema não consegue diferenciá-la da onda R. Se isso ocorrer ou se o traçado original não for satisfatório, algumas medidas podem ser tomadas.

Como melhorar o traçado

- Sempre verifique se os eletrodos estão bem aderidos à parede torácica. Nos pacientes do sexo masculino, é preciso raspar os pelos existentes na região onde os eletrodos serão colocados e a pele deve ser limpa com álcool. Isso remove a gordura que pode impedir a aderência apropriada. Depois que a pele secar, os eletrodos são fixados
- Assegure-se de fixar firmemente as derivações aos adesivos na ordem correta
- As derivações podem ser trocadas ou colocadas nas costas do paciente para melhorar o traçado. Inicialmente, trocam-se as derivações preta e branca ou as derivações vermelha e verde. Se isso não melhorar o traçado, deve-se tentar outra variação da colocação das derivações

- Os pés do paciente devem ser colocados em primeiro lugar no interior do magneto. De modo geral, a cabeça é introduzida em primeiro lugar no interior do magneto quando são realizados exames do tórax, entretanto, muitas vezes é uma boa ideia introduzir os pés primeiro, sobretudo se o problema for a elevação da onda T
- A mobilização dos cabos das derivações provoca irregularidades no traçado. É imprescindível que os cabos estejam bem fixados (ver *Segurança dos cabos*, adiante) e que o paciente não os toque durante o exame. Além disso, tossir ou espirrar pode interromper o traçado, portanto, deve-se pedir ao paciente para tentar não se mexer durante a aquisição dos dados
- Mudar para *gating* periférico ou pseudossincronização (dispensar o *gating* e ajustar um TR igual ao intervalo RR).

Se depois de todas essas medidas o traçado ainda for insatisfatório, uma possibilidade é um defeito no monitor ou um problema com o *software*. Com frequência o *gating* não é confiável, e existem ocasiões nas quais o profissional precisa se contentar com o traçado exibido. Em nossa experiência, traçados "horríveis" podem resultar em imagens excelentes e vice-versa.

Métodos de deflagração vetorcardiográfica têm demonstrado potencial para descrever o ciclo cardíaco com mais precisão do que os métodos atuais. Nesse tipo de *gating*, produz-se uma deflagração que depende do movimento cardíaco; dessa forma, muitas das deficiências associadas ao *gating* do ECG tradicional são agora superadas, até mesmo em pacientes que sofrem de arritmias cardíacas.

Segurança dos cabos

Os cabos que conectam as derivações ao sistema são condutores e, portanto, conseguem suportar considerável corrente. Durante o exame, a maioria dos cabos fica dentro do campo de RF, consequentemente, altas correntes são induzidas dentro deles. Potencialmente esta corrente pode resultar em acúmulo de calor nos cabos e transmissão desse calor para o paciente. Embora todos os cabos tenham considerável isolamento, pode ocorrer acúmulo progressivo de calor, que pode provocar queimaduras leves se os cabos estiverem em contato direto com a pele. Se, além disso, o isolamento térmico estiver comprometido, altas correntes podem ser transmitidas para o paciente. Para evitar que isso aconteça:

- Deve-se verificar o isolamento do cabo a intervalos regulares e não apenas quando for necessário o *gating*. Se os cabos estiverem cortados ou fissurados, não devem ser utilizados em hipótese alguma
- Quando os cabos forem posicionados, não devem ser dobrados nem passados um sobre o outro porque os pontos de contato induzem calor adicional
- É importante que os cabos não entrem em contato com o centro do magneto enquanto o paciente estiver em seu interior. Os cabos devem ser mantidos no centro do paciente, sendo passados de baixo para cima. Os cabos devem ser passados em torno dos pés do paciente para que não deslizem para o lado durante a realização do exame
- Deve-se colocar acolchoamento de espuma entre os cabos e o tórax do paciente e verificar se existe uma camada de roupão ou manta entre os cabos e a pele do paciente
- Os cabos e o acolchoamento devem ser fixados, com fita adesiva, nas laterais da mesa de exame. Isso garante que não deslizem para fora do lugar durante a realização do exame. Além disso, evita a mobilização dos cabos que pode interferir no traçado.

Gating periférico (Pe *gating*)

O *gating* periférico utiliza um fotossensor preso a um dedo da mão ou do pé para detectar o aumento de volume no leito capilar durante a sístole. Isso influencia a luz que retorna para o sensor e uma onda é formada. A onda não exibe as características do traçado eletrocardiográfico, contudo, os picos das ondas correspondem aproximadamente à onda R (cerca de 250 ms depois da onda R). Essa onda é mostrada no monitor. Um bom traçado possui as seguintes características:

- Picos com espaçamento igual
- Amplitude significativa.

Se o traçado não for satisfatório:

- Assegurar-se de que o fotossensor esteja firmemente conectado à fonte de luz adjacente à pele
- Verificar se o dedo da mão ou do pé está com boa temperatura e bem perfundido. Muitas vezes vale a pena mergulhar o dedo em água morna ou esfregá-lo

- Passar o sensor para a mão esquerda porque o membro superior esquerdo recebe sangue arterial diretamente da aorta (e não da artéria inominada) e, às vezes, apresenta pulso mais forte.

Parâmetros de *gating*

- Para **ponderação em T1** e *gating* periférico/ECG: utilizar 1 intervalo RR
- Para **ponderação em T2/PD** e *gating* periférico/ECG: utilizar 2 ou 3 intervalos RR.

Observação: outros parâmetros utilizados para o *gating* dependem do sistema, todavia, os seguintes costumam ser suficientes:

- **Janela de deflagração:** 15% do intervalo RR
- **Retardo (*delay*) depois da deflagração:** mínimo permissível para viabilizar o número máximo de cortes.

De modo geral, os cortes são adquiridos uniformemente dentro do intervalo de tempo de imagem disponível, embora o movimento cardíaco seja, às vezes, reduzido se a aquisição de cortes for retardada até a diástole.

Imagem de movimento (*cine*)

As sequências de movimento (*cine*), GRE equilibrado e GRE coerente permitem a visualização da função cardíaca, do fluxo cardíaco e do movimento das paredes cardíacas. A restrição do fluxo sanguíneo através de uma coarctação ou uma disfunção valvar cardíaca, por exemplo, pode ser visualizada com clareza com a técnica *cine*. É importante que exista um bom contraste entre o fluxo sanguíneo e o tecido pulmonar ou cardíaco circundante. Assim sendo, é necessário implementar uma sequência *steady state* que aumenta a intensidade do sinal do sangue. Além disso, a aplicação de GMN em uma sequência GRE coerente e dos gradientes equilibrados em uma sequência GRE equilibrado não apenas reduz o artefato de fluxo, mas também aumenta o sinal do fluxo sanguíneo e, assim, melhora a relação contraste-ruído (RCR).

A eficiência das sequências de movimento depende, principalmente, da seleção correta do número de fases cardíacas adquiridas para cada corte durante a TR. A aquisição de dados (pontos de dados) deve coincidir, o máximo possível, com essas fases. Se o sistema não conseguir compatibilizar cada fase com um ponto de dado, a imagem de movimento (*cine*) é menos eficiente.

Infelizmente, as imagens de movimento se acompanham, frequentemente, de artefatos. Se for compatível, a compensação respiratória (CR) efetivamente reduz os fantasmas originados pela respiração. Uma opção para eliminar o movimento respiratório consiste em obter imagens GRE coerentes de corte único com apneia. Os artefatos de suscetibilidade e registro errôneo são comuns em decorrência do refasamento do gradiente nas sequências GRE. A redução do TE diminui os problemas de suscetibilidade e a seleção de um TE quando a gordura e a água estiverem em fase minimiza o artefato de registro errôneo.

Compensação respiratória (CR)

Existem muitas formas de CR, inclusive:

- Apneia (o paciente prende a respiração durante a aquisição)
- Navegadores (uma ROI é colocada sobre o diafragma e o sistema projeta dados que coincidem com o movimento máximo da parede torácica)
- Deflagração respiratória (a aquisição de dados é limitada ao movimento mínimo da parede torácica)
- CR (codificações de fase seguidas da reordenação das linhas do espaço K preenchidas durante a aquisição para minimizar artefatos).

As duas últimas técnicas são conseguidas por meio da colocação de dispositivos expansíveis cheios de ar em torno do tórax do paciente (Figura 5.3). O movimento do ar para a frente e para trás ao longo dos dispositivos (*bellows*) durante a inspiração e a expiração é convertido em um traçado por um transdutor. Na CR, o sistema comanda os gradientes de codificação de fase de modo que as inclinações mais acentuadas ocorram de forma coincidente com o movimento máximo da parede torácica e reserva as inclinações menos acentuadas para o movimento mínimo da parede torácica. Assim, a maior parte do sinal é adquirida quando a parede torácica está relativamente imóvel e isso minimiza os fantasmas de fase. A deflagração respiratória não é, às vezes, tão eficiente quanto a compensação respiratória no tocante à redução de artefatos,

mas tem a vantagem de ser compatível com as sequências de reordenamento de fase como FSE. O sucesso dos dispositivos respiratórios depende do seguinte:

Figura 5.3 Posicionamento correto do dispositivo respiratório para "conter" a respiração torácica, bem como a respiração abdominal.

- Assegurar que não haja vácuo no interior do dispositivo porque isto inibe o movimento do ar para a frente e para trás durante a respiração. Para isso, pode ser necessária a desconexão do dispositivo entre os exames e mantê-lo na altura do chão até ser reconectado. Desta forma, não se formam bolsões de ar no interior do dispositivo nem no equipo de conexão. Todavia, alguns sistemas não permitem a desconexão do dispositivo. É preciso ler as especificações do fabricante
- O dispositivo deve ser colocado de forma que a porção corrugada fique sobre a face anterior da parede torácica
- O dispositivo deve ser colocado diagonalmente no tórax e na porção superior do abdome. Isso faz com que o dispositivo capture tanto os movimentos do tórax quanto do abdome durante a respiração (ver Figura 5.3)
- Prenda o dispositivo com firmeza. O dispositivo precisa estar firme o suficiente para que o movimento da porção corrugada seja visto com clareza durante a respiração tranquila. Não obstante, se estiver apertado demais, não será confortável para o paciente
- Verificar se o dispositivo está conectado firmemente ao transdutor.

Se as imagens revelarem uma grande área de mapeamento respiratório incorreto ou se o sistema informar que a compensação não está funcionando adequadamente:

- Verificar se o dispositivo de contenção respiratória não está frouxo ou solto
- Pedir ao paciente para respirar tranquilamente. A respiração irregular pode "confundir" o aparelho
- Se o paciente for pequeno ou for uma criança o dispositivo pode não ficar bem ajustado; consequentemente, não funcionará de modo correto. De modo geral, a colocação de coxins de espuma entre os dispositivos e o corpo do paciente é uma medida apropriada para esses casos.

Conclusão

O *gating* e a CR costumam ser empregados no exame do tórax e do abdome, embora o *gating* também possa ser usado nos estudos do cérebro, da medula espinal e nas imagens de movimento. A correta utilização dessas técnicas pode exercer uma influência substancial na qualidade das imagens obtidas. Se você não estiver familiarizado com o uso do *gating*, vale a pena praticar sua implementação em voluntários, de modo que todos os profissionais estejam preparados para utilizá-la nos pacientes com doenças.

6 Cuidados e Segurança do Paciente

Introdução

Este capítulo guarda relação com o item *Considerações do paciente*, que é apresentado em cada exame na Parte 2. Aqui apresentamos apenas um resumo. Para obter uma explicação mais detalhada, o leitor deve procurar o Capítulo 10 da obra *MRI in Practice* ou um livro de conteúdo equivalente.

Qualquer movimento do paciente, seja ele provocado por medo ou desconforto, provavelmente resultará em degradação da imagem (na RSR) e/ou em suas características de resolução. Quando um paciente adentra uma instalação de RM, a equipe da unidade passa a ser responsável por ele. Essa responsabilidade engloba as condições clínicas e a segurança magnética do paciente, além da manutenção de um ambiente relaxante e de um funcionamento tranquilo. É essencial, do ponto de vista legal e clínico, que todos os membros da equipe, inclusive radiologistas, tecnólogos e técnicos de radiologia, profissionais de enfermagem e pessoal administrativo, sejam competentes e tenham consciência de seu papel na prestação de um atendimento ótimo ao paciente.

Segurança do paciente

O principal aspecto da segurança do paciente em qualquer unidade de RM consiste na segurança magnética. É absolutamente essencial que nenhum paciente, parente ou membro das equipes médica e não médica entre no campo magnético até ser apropriadamente examinado. Barreiras físicas, como portas e grandes sinais de aviso, são meios, habitualmente, utilizados com esse propósito. Os funcionários administrativos (que geralmente ficam na entrada da unidade) devem saber quem está na unidade e se essas pessoas foram rastreadas no tocante à segurança magnética. O exame cuidadoso de todos os pacientes e de todas as pessoas que entram no campo magnético é extremamente importante. Se isso não for feito, podem ocorrer acidentes e até mesmo mortes. Todas as unidades de RM devem ter uma política de rastreamento apropriada que inclua a verificação dos seguintes itens:

- Marca-passos
- Clipes de aneurisma
- Corpos estranhos intraoculares
- Dispositivos ou próteses metálicas
- Implantes cocleares
- Implantes e estimuladores da medula espinal
- Possibilidade de gravidez em estágio inicial
- Retirada de todas as joias, cartões de crédito, dinheiro, relógios etc.

A maioria das unidades possui um formulário de rastreamento que os pacientes, os parentes e outras pessoas preenchem antes de entrar no campo magnético. Isso garante que todas as perguntas importantes sejam feitas, além de ser um documento que comprova a realização do rastreamento. Além do mais, isso é importante caso ocorra um acidente. A segurança de quaisquer objetos adicionais, como joias ou órteses que não possam ser retiradas, é meticulosamente verificada antes de o paciente e seus familiares entrarem no campo magnético. É necessário isolar cada item por meio da colocação de ataduras entre ele e a pele do paciente. Se o paciente ou seu parente tiver alguma prótese incomum ou um implante, como uma válvula cardíaca, sua segurança magnética tem de ser estabelecida **antes** de ele ser levado para dentro do campo magnético.

A segurança dos clipes intracranianos é foco de debate há alguns anos. Se houver clipes ferromagnéticos, o exame não deve ser realizado sob hipótese alguma. Os pacientes que possuam clipes ferromagnéticos não devem cruzar o limiar da

linha de 5 gauss, pois os clipes podem ser submetidos a efeitos de torque e causar danos ao vaso sanguíneo associado. Metais não ferrosos não são desviados pelo campo magnético do *scanner*; no entanto, deve-se tomar o máximo de cuidado ao examinar qualquer paciente com clipes não ferrosos para aneurisma, uma vez que as consequências podem ser fatais caso o tipo de clipe tenha sido identificado incorretamente.

Os marca-passos têm sido considerados uma contraindicação para os procedimentos de RM, embora alguns fabricantes estejam produzindo aparelhos que podem se submeter a esse exame com segurança, desde que se respeitem rigorosamente certas condições. Ao longo dos anos, marca-passos incompatíveis têm causado fatalidades relacionadas à RM porque o campo magnético do *scanner* compromete o funcionamento do aparelho. Pesquisas também indicam efeitos de torque e de aquecimento em aparelhos incompatíveis. Por questão de segurança, é prudente considerar que um marca-passo é incompatível até que se prove o contrário, e, mesmo quando se sabe que o modelo pode ser compatível, deve-se sempre solicitar orientações ao fabricante antes de qualquer procedimento de RM, a fim de garantir que sejam atendidas as condições corretas para um resultado seguro.

De modo geral, é aconselhável pedir ao paciente para vestir um roupão antes do exame de RM, porque isso evita o problema de objetos ferromagnéticos entrarem inadvertidamente no campo magnético dentro de bolsos. Objetos ferromagnéticos são fortemente atraídos pelo campo magnético externo do *scanner*, e há relatos de lesões e pelo menos uma fatalidade causada por projéteis. Normalmente, o procedimento de busca de objetos metálicos é feito pelos funcionários administrativos, pela equipe de enfermagem ou pela equipe técnica. Todavia, é importante lembrar que não importa quem rastreie o paciente, a responsabilidade final de evitar projéteis é da pessoa que leva o paciente para dentro da sala do magneto ultrapassando o limite da linha de 5 gauss. Do ponto de vista histórico, é interessante notar que, em algumas unidades sem proteção, o campo magnético algumas vezes se estende além dos limites físicos da sala de exame.

Existem muitos outros aspectos relacionados com a segurança do paciente na unidade de RM. É preciso cuidado ao transferir os pacientes, seja para as macas ou para a sala de exame. Isso é especialmente importante se o paciente estiver fisicamente incapacitado, traumatizado ou sentindo dor. Assoalhos antiderrapantes e macas com altura regulável e travas nas rodas garantem o transporte em segurança dos pacientes, além de evitar lesões aos profissionais da unidade. Ademais, qualquer equipamento que entrar em contato com o paciente durante o exame tem de ser verificado com regularidade. Isso inclui os cabos de *gating* (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*), equipamento de monitoramento e outros dispositivos como retentores de bobina.

A segurança das bobinas e dos cabos também é importante (para mais informações sobre os diferentes tipos de bobina, ver seção *Equipamento*, no Capítulo 1, *Como Usar Este Livro*), visto que às vezes se percebe o aquecimento dos cabos durante o procedimento de RM. É fundamental a colocação de isolamento adequado entre as bobinas e seus cabos e a pele do paciente. De modo geral, bastam pequenas almofadas de espuma (coxins) ou o próprio roupão do paciente. Além disso, se o paciente tiver dispositivos metálicos implantados *in situ*, ele deve ser instruído a acionar o botão de chamada caso sinta desconforto ou calor durante o exame. Outra preocupação de segurança é o intenso ruído provocado pelas bobinas de gradiente durante a varredura. A medição dos níveis de ruído excede 120 dB em alguns procedimentos. Nesse nível de ruído, é obrigatório que o paciente use protetores auriculares ou fones de ouvido a fim de reduzir o risco de lesão auditiva permanente.

Por fim, quando são usados campos magnéticos com gradiente de modificação rápida em uma sequência de pulso, alguns pacientes relatam sensações cutâneas leves descritas como formigamento, especialmente em áreas onde o osso está próximo à superfície da pele. Pesquisadores identificaram também a ocorrência de *magnetofosfeno* – um distúrbio visual com efeito de *flash* de luz experimentado por quem sofre de enxaqueca. Supõe-se que esses dois efeitos se devam ao fluxo de corrente induzido eletromagneticamente nos tecidos (ou na retina) do paciente. Algumas pessoas também experimentam outros efeitos similares, como náuseas, vertigem e gosto metálico, quando se movem em relação ao campo estático, principalmente em densidades de fluxo iguais ou superiores a 3 T. Em geral, não é possível reduzir esses efeitos, mas é importante notar que são passageiros e que dificilmente causarão danos permanentes. Mais preocupantes são as correntes induzidas eletromagneticamente, tidas como responsáveis por queimaduras na pele onde o corpo forma um circuito fechado (*loop*). Portanto, os pacientes devem ser orientados a colocar seus braços ao longo do corpo e a não cruzar os tornozelos durante o procedimento de RM para evitar que o corpo fique em formato de circuito. É aconselhável avisar o paciente de que qualquer uma dessas sensações pode acontecer, principalmente se forem empregadas sequências rápidas. Também é preciso fornecer um botão de chamada para que ele o acione durante o exame e alerte o técnico/tecnólogo caso sinta algum efeito indesejável.

Para mais informações sobre segurança do paciente, consulte a página *on-line* do Dr. Frank Shellock (www.mrisafety.com). Nesse portal de livre acesso, Dr. Shellock apresenta seu próprio trabalho e resume a pesquisa de outros colegas com uma linguagem bastante acessível.

Aconselhamento do paciente

O bem-estar emocional do paciente é tão importante quanto sua condição física. Muitos pacientes estão muito ansiosos em relação ao exame e também sabem que o desfecho do estudo influenciará o tratamento subsequente e/ou o prognóstico. É responsabilidade de todos os profissionais da unidade garantir que o paciente se mantenha calmo e relaxado durante a realização do exame. Os membros da equipe administrativa são, de modo geral, os primeiros a entrar em contato com o paciente, portanto, é essencial que sejam acolhedores e compreensivos com as demandas emocionais do paciente. Um ambiente acolhedor na recepção promove o bemestar emocional do paciente. Além disso, um departamento que funcione adequadamente, no qual os pacientes são examinados no horário agendado, quase sempre os tranquiliza. Se a programação estiver atrasada ou for encaixado algum exame de emergência, é importante avisar os pacientes e informar um horário aproximado para o exame.

Os pacientes que recebem informações apropriadas se sentem, de modo geral, mais confortáveis com o exame do que aqueles que não receberam. Um folheto contendo explicações e enviado junto com o agendamento do exame é uma maneira extremamente efetiva de preparar o paciente para sua ida à unidade. Depois que o paciente chegar, é necessário dar uma explicação meticulosa do exame, inclusive posicionamento, ruído de gradiente, injeções de contraste e duração aproximada do exame. Se for preciso usar equipamento como derivações de *gating* ou dispositivos respiratórios (*trigger* respiratório), a explicação deve ser expandida e incluir os motivos para a utilização desses acessórios e como eles podem afetar o paciente. Quaisquer solicitações especiais do paciente, como prender a respiração, abrir a boca ou fixar os olhos em um determinado ponto, precisam ser explicadas, cuidadosamente, antes do exame. Se o paciente não compreender esses comandos, o exame inteiro pode ser inutilizado. É, provavelmente, melhor que o técnico/tecnólogo forneça esta explicação, não só para estabelecer um relacionamento com paciente, mas também para detectar receios específicos.

Quando o paciente é transferido para a sala de exame, a visão do magneto e o ambiente desconhecido costumam exacerbar a ansiedade. O tecnólogo/técnico deve estar preparado para, se necessário, repetir a explicação do procedimento e abordar quaisquer preocupações que o paciente possa ter.

A claustrofobia é um problema frequente nos exames com RM. A natureza restritiva do magneto e o equipamento (p. ex., a bobina de crânio) invariavelmente exacerbam quaisquer sentimentos de claustrofobia ou tendências nervosas do paciente. Algumas dicas para evitar a claustrofobia são as seguintes:

- Se a bobina for dotada de um espelho, use-o e verifique se está ajustado de tal forma que o paciente consiga ver o lado de fora do magneto
- Se for possível, examine o paciente em decúbito ventral, porque nesta posição ele consegue, frequentemente, ver o exterior do magneto. Esta estratégia é benéfica principalmente quando se examinam a pelve, o abdome, o tórax e áreas dos membros superiores e inferiores, como os fêmures e os punhos
- Retire a almofada de sob a cabeça do paciente porque aumenta a distância da face do paciente até a porção superior do centro do magneto
- Diga ao paciente para fechar os olhos ou coloque um lenço de papel sobre sua face. Alguns pacientes não gostam disso, mas outros se sentem reconfortados com o conhecimento de que não conseguirão ver o interior do magneto se, por acaso, abrirem os olhos durante o exame
- Utilize a luz e o ventilador do centro do magneto porque aumentam a luminosidade e a circulação do ar
- Explique que o centro do magneto é aberto nas duas extremidades. Essas poucas palavras bastam, com frequência, para tranquilizar o paciente
- Avise o paciente que ele pode sair do magneto a qualquer momento e que pode recusar o exame. Isso faz o paciente sentir que tem controle da situação
- Encoraje um amigo ou parente a acompanhar o paciente durante o exame
- Mantenha o paciente informado, por meio do sistema de intercomunicação, sobre a duração das sequências e o progresso do exame
- Não se esqueça de dar ao paciente uma campainha de alarme que ele possa apertar para alertar o tecnólogo/técnico durante a realização do exame
- Se essas medidas falharem, um exame bem-sucedido geralmente é possível depois da sedação.

A utilização do sistema de intercomunicação permite que o tecnólogo/técnico informe o progresso do exame ao paciente, a duração provável de cada sequência e a necessidade de permanecer imóvel. É extremamente reconfortante para o paciente ouvir uma voz familiar e ser mantido informado sobre o progresso do exame. Esta também é uma oportunidade para verificar o bemestar do paciente. Existem algumas condições clínicas que podem influenciar como o paciente será tratado

na unidade. Alguns exemplos são cegueira, surdez, epilepsia, dispneia e incapacidade física ou mental. A técnica de exame tem de ser adaptada a essas situações. Estas e outras condições específicas são descritas com maiores detalhes na Parte 2. Algumas bobinas são dotadas de espelhos que permitem que o paciente olhe o exterior do magneto e vale a pena lembrar que o paciente também consegue olhar a janela da sala de exame e observar a equipe técnica durante a aquisição de dados. Assim, todos os profissionais da equipe da unidade devem estar cientes de que o paciente pode estar observando seus movimentos e expressões faciais!

Imobilização do paciente

A imobilização cuidadosa do paciente sempre é fundamental para garantir um exame ótimo. A imobilização é especialmente importante durante os exames demorados e quando a área a ser examinada é muito pequena e é imprescindível uma resolução espacial ótima. O elemento essencial para a boa imobilização é o posicionamento correto do paciente e a manutenção do conforto dele. A maioria das posições adotadas pelo paciente durante um exame de RM consiste em posições relaxadas naturais, ou seja, decúbito dorsal com os braços ao longo do corpo. Todavia, para os exames dos membros superiores e das mamas é preciso colocar o paciente em decúbito ventral com os braços acima da cabeça. Além disso, algumas condições clínicas podem impedir o emprego do posicionamento padrão. Dor intensa e dispneia são motivos frequentes para modificar a posição do paciente. Não obstante, é importante lembrar que até mesmo as posições mais confortáveis costumam se tornar desconfortáveis se o paciente precisar mantê-las por períodos prolongados.

Depois que o paciente for colocado na posição correta na mesa de exame e as bobinas forem posicionadas, torna-se necessária a imobilização. Todos os fabricantes de equipamento de RM fornecem acolchoamento de espuma (coxim) de vários formatos e alturas que é utilizado para manter uma determinada posição. Muitos são moldados para uso com determinada bobina. Após a imobilização do paciente, é importante garantir que ele esteja relaxado porque a probabilidade de movimento do paciente aumenta se for necessário esforço para manter a posição. A menos que o paciente esteja sentindo dor, é virtualmente impossível "imobilizá-lo demais". Obviamente, é preciso garantir que o paciente esteja confortável com a imobilização empregada. Outros acessórios, como fita adesiva, são benéficos para fins de imobilização, seja do paciente ou das bobinas. As faixas de compressão colocadas através do abdome e da pelve são muito efetivas na redução dos movimentos das alças intestinais.

Outros tipos de acolchoamento aumentam o conforto do paciente, como, por exemplo, uma pequena almofada colocada sob os joelhos, de modo a elevá-los durante o exame, que reduz a dorsalgia.

Cuidados com o paciente após o exame

Depois do término do exame, devem ser retirados todos os dispositivos de imobilização, bobinas, faixas e acolchoamento de espuma (coxim) e o paciente deve ser, cuidadosamente, levado de volta para a sala de espera. Muitas vezes os pacientes se sentem muito desorientados depois de um exame de RM. Oferecer um refresco aos pacientes depois do exame, antes de eles saírem da unidade, costuma acalmá-los e permite que a equipe da unidade avalie as condições clínicas e emocionais dos pacientes. Se os pacientes receberam sedação, é fundamental que eles estejam plenamente recuperados antes de saírem da unidade. Por fim, os pacientes, geralmente, ficam gratos se forem informados sobre quando procurar seus médicos para conhecer os resultados do exame.

Conclusão

A menos que o paciente esteja muito relaxado, quase todos os exames de RM são trabalhosos. Assim, nunca é demais enfatizar a importância da segurança e do cuidado com o paciente. A implementação de padrões de aconselhamento e segurança máxima é tão importante quanto a seleção correta de parâmetros de exame. Muitas vezes é difícil para a equipe apreciar plenamente a ansiedade do paciente. O ambiente magnético é natural para a equipe da unidade, mas trata-se de uma experiência totalmente inusitada para a maioria dos pacientes. Sempre demonstre empatia para com o paciente e se ofereça para fazer o exame tão frequentemente quanto for possível, pois isso lhe dará maior compreensão da experiência do paciente.

7 Meios de Contraste

Introdução

O realce por contraste é extremamente valioso em muitos processos mórbidos, inclusive tumores, inflamação e infecção. Embora essas patologias apresentem um elevado teor de água e sejam, com frequência, visualizadas nas imagens ponderadas em T2, algumas vezes não há contraste suficiente entre a lesão e o tecido circundante. Além disso, as imagens ponderadas em T1 apresentam uma RSR mais elevada e são, portanto, vantajosas, embora a água e a patologia sejam muitas vezes isointensas nessas sequências. Por conseguinte, algumas vezes é necessário realçar seletivamente a patologia por meio da administração de um meio de contraste. Como em outras modalidades de diagnóstico, o meio de contraste de RM pode ser classificado como positivo ou negativo de acordo com sua finalidade: aumentar ou diminuir a quantidade de sinal retornado pelo tecido em questão. Os meios positivos costumam conter o metal terra rara, gadolínio, da família dos lantanídeos, como seu princípio ativo; os negativos historicamente contêm óxido de ferro. Aqui apresentamos apenas os aspectos gerais desse assunto. O leitor que deseje explicações mais detalhadas deve ler o Capítulo 11 do livro *MRI in Practice* ou um livro-texto equivalente.

Meios de contraste positivos

Até este momento, há nove meios de contraste positivos para RM disponibilizados comercialmente. O princípio ativo desses agentes é o gadolínio. Em seu estado natural, o gadolínio, que resulta da extração de minérios em estado bruto, é um metal terra rara, do grupo dos lantanídeos e de cor prateada. Abaixo dos 20°C, o gadolínio metálico é ferromagnético devido à presença de sete elétrons desemparelhados; à temperatura do corpo, é altamente paramagnético. Em nível molecular, o efeito real desses elétrons desemparelhados de carga negativa é um campo magnético oscilante com uma frequência similar à frequência de Larmor dos núcleos de hidrogênio próximos. Isso provoca um encurtamento do tempo de T1 por meio do aumento da capacidade dos núcleos de hidrogênio de dissipar energia, mas provoca também um encurtamento do tempo de T2 devido ao efeito de defasamento das flutuações microscópicas no campo magnético local.

Na dose recomendada de 0,1 a 0,2 mmol/kg, o efeito predominante é o encurtamento em T1; por essa razão, os meios à base de gadolínio são conhecidos como agentes de realce para T1. A única exceção a essa regra ocorre quando um *bolus* de agente à base de gadolínio é usado junto com um GRE em imagem de perfusão, causando uma diminuição momentânea na intensidade de sinal T2* em toda a rede capilar (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

In vivo, os íons de gadolínio livres tendem a se ligar a proteínas nos vários tecidos do corpo. Isso é indesejável do ponto de vista toxicológico, e, por essa razão, o gadolínio é combinado a uma molécula conhecida como *ligante*. Os ligantes usados podem ter forma cíclica ou linear. O ligante cíclico circunda o íon de gadolínio, o linear se agarra a ele, e, em cada caso, o composto resultante é chamado de *quelato*. O quelato evita fortemente que os íons de gadolínio se liguem aos tecidos endógenos no corpo do paciente. Outra função dos ligantes é facilitar a rápida eliminação do corpo através dos rins. Uma grande quantidade de gadolínio é excretada em menos de 1 hora. Recentemente, tem havido preocupação com o uso de meios de contraste à base de gadolínio em pacientes com disfunção renal, principalmente devido à sua relação com a fibrose sistêmica nefrogênica (FSN). Apesar de a causa exata dessa rara doença ainda ser objeto de debate, supõe-se que os íons de gadolínio sejam liberados dos ligantes por um processo chamado transmetalação. Esse processo envolve a substituição do íon de gadolínio por um cátion encontrado naturalmente no corpo, como o zinco. A doença causa espessamento e endurecimento característicos na pele e dor nas articulações.

O gadolínio é normalmente administrado por via intravenosa (IV), mas também pode ser injetado diretamente em uma articulação ou ser administrado oralmente. O gadolínio oral fornece contraste positivo do trato gastrintestinal, marcando o intestino e, assim, aumentando a visualização de órgãos abdominais, como o pâncreas. O gadolínio oral tem sabor neutro e é misturado facilmente com água antes de sua ingestão. Os problemas são decorrentes do “branqueamento” do intestino,

embora isso possa ser minimizado pelo ajuste cuidadoso da dose e pela cronometragem ótima da sequência de exame depois da ingestão. Uma solução diluída do quelato de gadolínio também pode ser injetada diretamente em uma cavidade, como, por exemplo, uma articulação. A artrografia por ressonância magnética é uma técnica importante, especialmente no quadril, no ombro e no tornozelo.

Meios de contraste negativos

Por muitos anos, o óxido de ferro foi usado como um meio de contraste negativo em RM. A natureza superparamagnética do óxido de ferro provoca alterações microscópicas na homogeneidade do campo magnético nas proximidades de qualquer partícula injetada na corrente sanguínea ou absorvida pelos tecidos, como o parênquima hepático. Isso, por sua vez, causa defasamento dos momentos magnéticos, encurtamento no tempo de decaimento de T2 e redução acentuada na intensidade do sinal. Assim como o gadolínio, o ferro em forma pura pode ser tóxico e deve ser tornado seguro antes de sua administração. A maioria dos meios negativos originais usava nanopartículas de óxido de ferro revestidas por um polímero a fim de evitar que o ferro fosse liberado na corrente sanguínea. As partículas de óxido de ferro atualmente caíram em desuso, mas muitas unidades ainda usam sucos de fruta, como abacaxi e mirtilo, para obter contraste negativo no intestino. O mecanismo de contraste deve-se à alta concentração de íons paramagnéticos de manganês, que, assim como o óxido de ferro, causam perda de homogeneidade no campo magnético e defasamento.

Conclusão

O desenvolvimento dos meios de contraste foi rápido e sua utilização aumentará a capacidade diagnóstica da RM no futuro. Assim, é importante que os usuários da RM se mantenham atualizados com esses avanços para garantir o uso ótimo e seguro desses agentes.

Parte 2 Áreas de Exame

Cabeça e Pescoço

Cérebro
Lobos temporais
Fossa posterior e meato acústico interno
Sela turca ou sela túrcica
Órbitas
Seios paranasais
Faringe
Laringe
Glândulas tireoide e paratireoides
Glândulas salivares
Articulações temporomandibulares
Imagens vasculares

Quadro 8.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +

GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64
Múltiplo	> 4	Grande	> 128

ARM-PC 2D e 3D		ARM-TOF 2D	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados se referem aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Cérebro

Anatomia básica (Figuras 8.1 e 8.2)

Figura 8.1 Aspecto transverso do cérebro mostrando as estruturas inferiores.

Indicações comuns

- Esclerose múltipla (EM)
- Avaliação de tumor primário e/ou doença metastática
- AIDS (toxoplasmose)
- Infarto (acidente vascular cerebral [AVC] *versus* ataque isquêmico transitório [AIT])
- Hemorragia
- Perda auditiva
- Distúrbios visuais
- Infecção
- Traumatismo
- Déficits ou sintomas neurológicos inexplicados
- Planejamento pré-operatório
- Planejamento para radioterapia
- Acompanhamento (cirurgia ou tratamento).

Equipamento

- Bobina de crânio (em quadratura ou com múltiplos arranjos)
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido
- Gradiente de alto desempenho para EPI, imagens de difusão e perfusão.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com a cabeça dentro da bobina. A posição da cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do násio. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

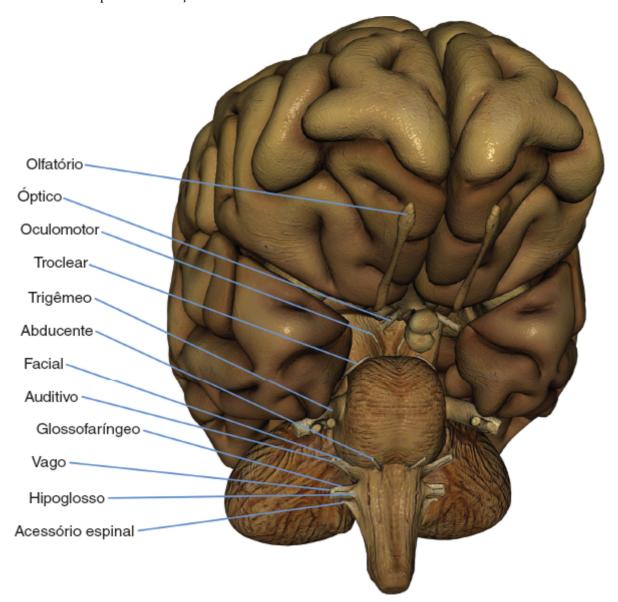



Figura 8.2 Aspecto oblíquo do cérebro mostrando as estruturas inferiores.

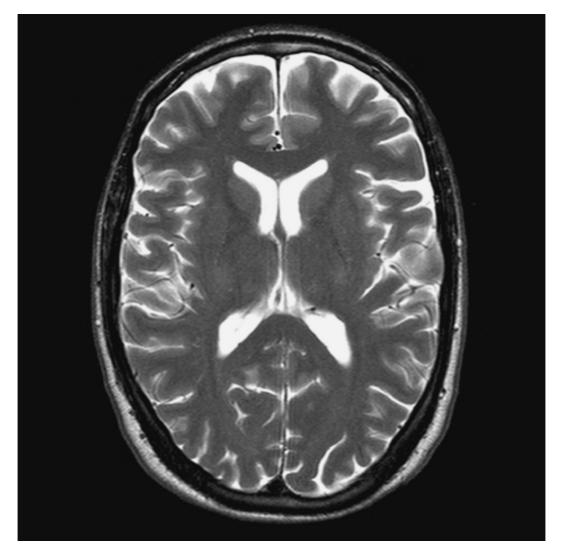



Figura 8.3 FSE axial/oblíqua com ponderação em T2 do cérebro mostrando aspectos normais.

Protocolo sugerido

T1 SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal de um lobo temporal ao outro. Esta imagem inclui a área desde abaixo do forame magno até o topo da cabeça.

E 37 mm a D 37 mm

T2/DP SE/FSE axial/oblíqua (Figura 8.3)

São prescritos cortes/espaçamentos médios desde abaixo do forame magno até a superfície superior do cérebro. Os cortes podem ser angulados, de modo que fiquem paralelos ao eixo da comissura anteroposterior. Esse procedimento permite a localização precisa das lesões em referência aos atlas de anatomia (Figuras 8.4 e 8.5). Muitas clínicas e hospitais substituíram a sequência DP pela T2-FLAIR. As sequências T2-FLAIR podem ser úteis quando obtidas após a aplicação de um meio de contraste. Devido à contribuição em T1 das sequências de inversão, lesões e estruturas “realçadas” são hiperintensas. Isso auxilia na visualização de metástase leptomeníngea e/ou meningite. A única ressalva é que o “realce” de meningiomas não é visto na T2-FLAIR pós-contraste, devido aos tempos curtos de relaxação em T2. SS-FSE ou SS-EPI pode ser uma alternativa necessária para o rápido exame nos pacientes não cooperativos.

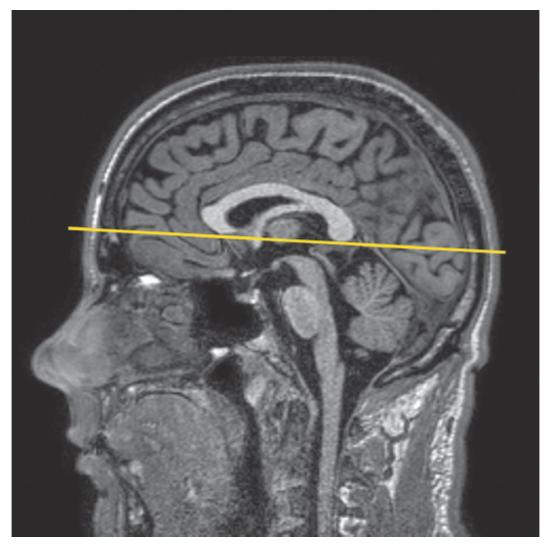



Figura 8.4 SE sagital com ponderação em T1 da linha média do cérebro mostrando o eixo das comissuras anterior e posterior.

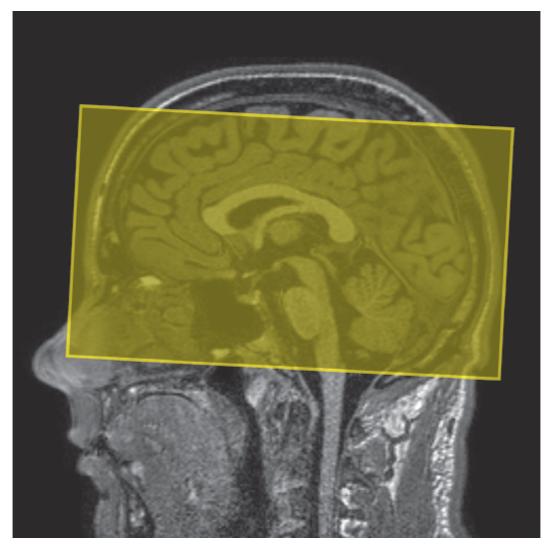



Figura 8.5 SE sagital com ponderação em T1 da linha média do cérebro mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial/oblíqua.

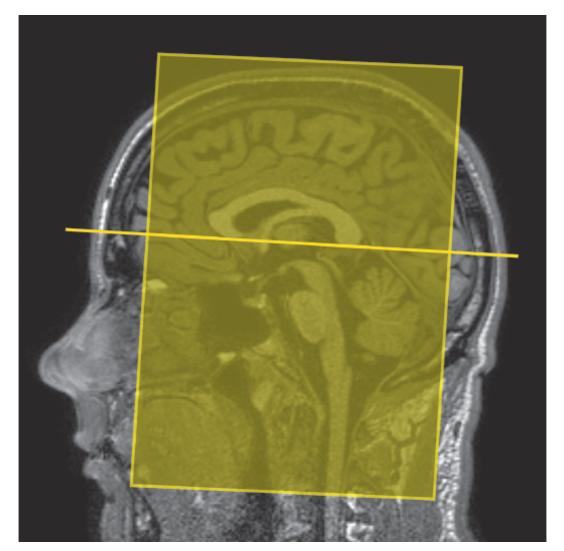



Figura 8.6 SE sagital com ponderação em T1 mostrando os limites de prescrição e orientação do corte para imagem coronal.

T2/DP SE/FSE coronal

O mesmo utilizado para DP/T2 axial, exceto que os cortes prescritos são do cerebelo para o lobo frontal (Figura 8.6).

Sequências adicionais

T1 IR axial/oblíqua (Figura 8.7)

Prescrição de corte como T2 axial/oblíqua.

Esta sequência é especialmente útil nas imagens do cérebro em pediatria. A substância branca não apresenta mielinização plena até aproximadamente 5 anos de idade; portanto, em pacientes muito jovens, a substância cinzenta e a substância branca têm tempos de relaxação em T1 muito semelhantes, e a RCR entre esses tecidos é pequena nas sequências SE com ponderação em T1.

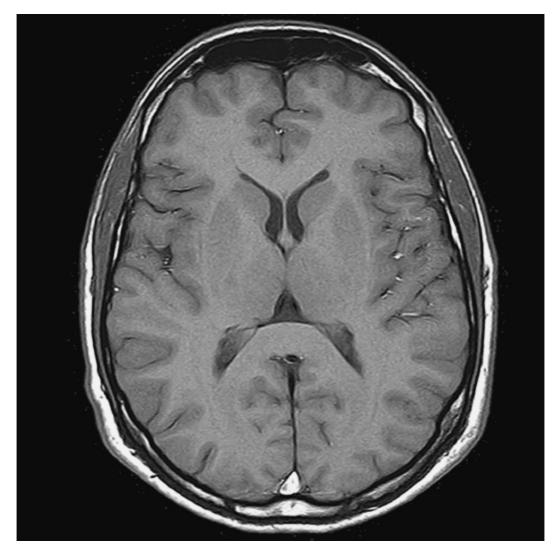



Figura 8.7 IR axial com ponderação em T1 utilizando TI de 700 ms.

FLAIR/EPI axial/oblíqua (Figura 8.8)

Prescrição de corte como T2 axial/oblíqua.

Esta sequência permite a aquisição rápida com supressão do sinal do líquido cefalorraquidiano (LCR). Pode ser útil no exame de lesões periventriculares ou raquimedulares, como placas da EM.

T1 SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) axial/oblíqua (Figura 8.9)

Prescrição de corte como T2 axial/oblíqua.

Imagens obtidas antes e depois da administração de contraste são comuns, especialmente para avaliação de tumor.

T2 SS-FSE (Figura 8.10)

Útil para imagens rápidas nos pacientes não cooperativos.

T1 GRE incoerente (*spoiled*) 3D axial

Essa sequência é útil para imagens de alta resolução de estruturas pequenas no cérebro. Se for desejada reformatação dos cortes, é necessário obter um grupo de dados isotrópicos (ver tópico *Imagens volumétricas* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*). Além disso, devido ao TE curto utilizado com a sequência GRE incoerente, os artefatos de fluxo são essencialmente eliminados.

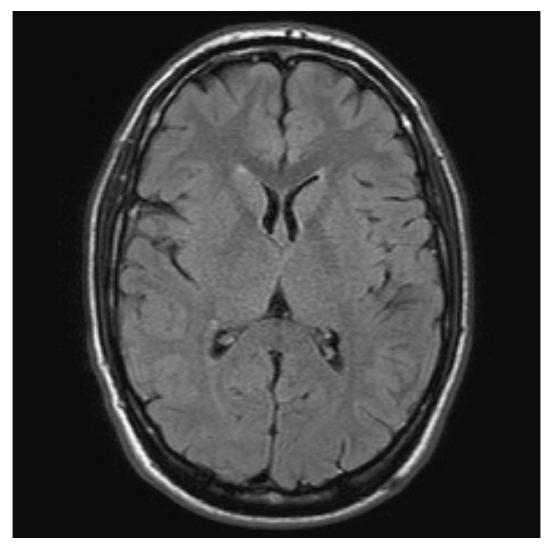



Figura 8.8 FLAIR axial/oblíqua do cérebro. As anormalidades periventriculares apresentarão sinal de alta intensidade contrastando com o sinal baixo do LCR, que foi anulado utilizando TI longo.

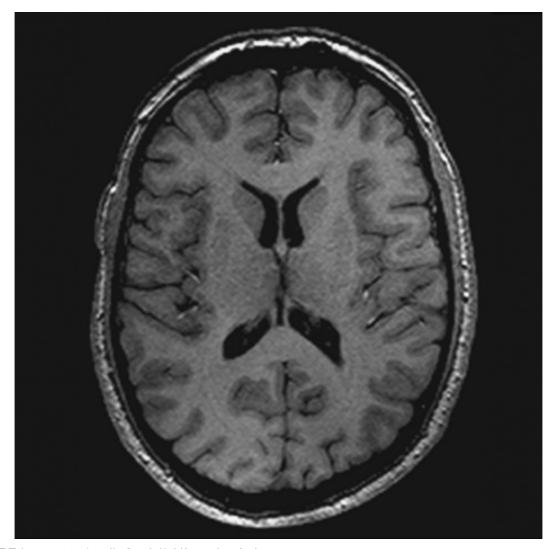



Figura 8.9 GRE incoerente (*spoiled*) axial/oblíquo do cérebro.

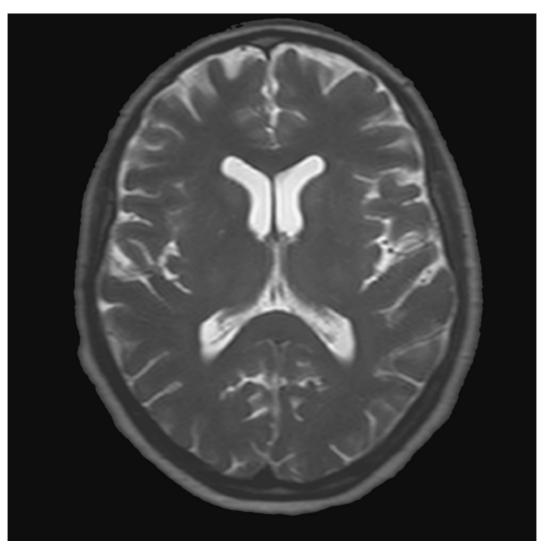



Figura 8.10 SS-FSE com ponderação em T2 do cérebro. Todo o cérebro foi examinado em 40 s.

T1/T2 GRE/EPI axial/oblíqua (Figura 8.11)

Essas sequências, devido à sensibilidade às suscetibilidades magnéticas, mostram hemorragia melhor que SE e FSE.

SE MT axial/oblíqua

Mesma prescrição de corte que T2 axial/oblíqua.

MT é uma sequência útil para melhorar a visualização de lesões como metástase, e de alguns tumores, porque as substâncias cinzenta e branca perdem 30 a 40% de seu sinal quando se utiliza sequência de pulso MT. A RCR entre as lesões e o cérebro circundante está, portanto, aumentada (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

DWI axial (Figuras 8.12 e 8.13)

Mesma prescrição de corte utilizada na T2 axial/oblíqua.

Esta sequência é importante na investigação precoce do AVC. Também é utilizada em crianças para investigar os efeitos da hipoxia e os padrões de mielinização. É escolhido um valor *b* de 800 a 1.000 s/mm^2 (quanto mais alto o valor *b*, maior a ponderação em difusão). Deve ser adquirida difusão isotrópica (*i. e.*, gradientes de difusão são aplicados nos três eixos) (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

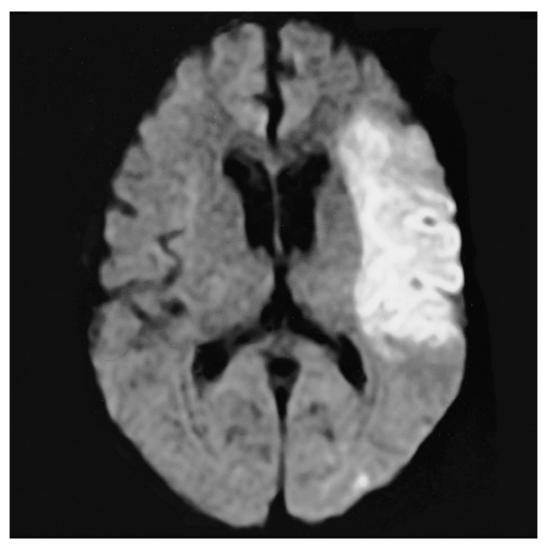



Figura 8.11 SS-EPI do cérebro. Todo o cérebro foi avaliado em 14 s.

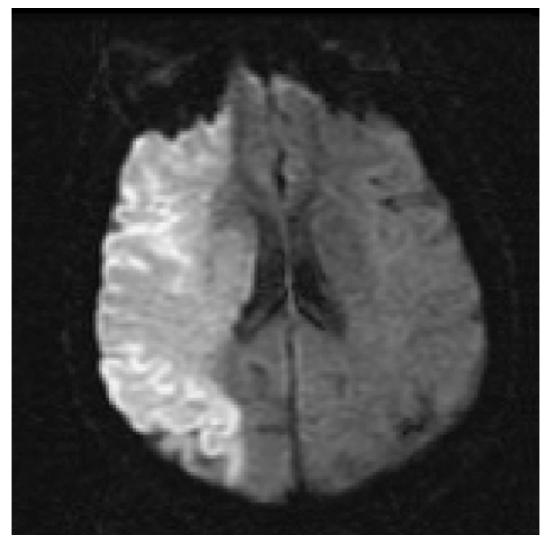



Figura 8.12 DWI mostrando uma grande área de sinal alto à direita. O sinal alto em DWI pode ser resultado de difusão restrita ou do “brilho pleno de T2”.

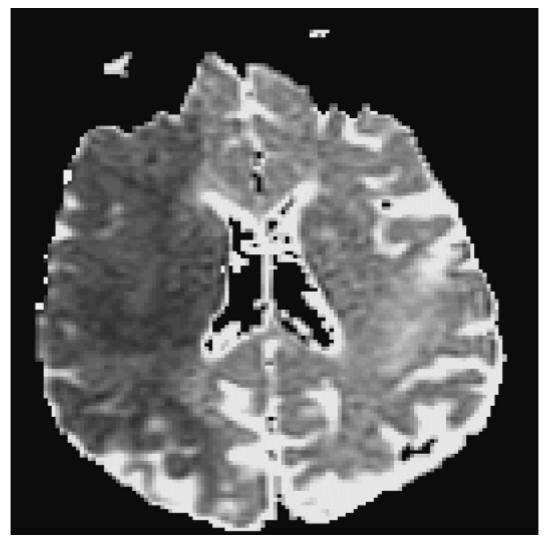



Figura 8.13 Mapa de ADC calculado mostrando difusão restrita (AVC agudo) como sinal baixo. A pequena área de sinal alto à direita posterior representa "brilho pleno de T2".

A sequência em DWI é adquirida, com mais frequência, utilizando-se uma sequência EPI com ponderação em T2. Na sequência EPI com ponderação em T2 padrão, não há movimento (difusão) suficiente da água extracelular durante o ciclo de imagem para resultar no defasamento dos prótons da água. Portanto, os gradientes de difusão são utilizados para aumentar a sensibilidade ao movimento das moléculas de água extracelular. Os valores *b* controlam a amplitude, a duração e/ou a cronologia desses gradientes de difusão, assim sendo, determinam a ponderação de difusão dessas sequências com ponderação. O aumento do valor *b* aumenta a sensibilidade ao movimento (difusão) da água extracelular no tecido, consequentemente, aumenta a ponderação de difusão. O sinal nas áreas de difusão normal é reduzido devido ao defasamento dos prótons da água na presença desses gradientes de difusão. Quanto mais restrita a difusão, menor o defasamento dos prótons de água e maior o sinal na imagem de difusão. Na maioria dos sistemas RM, serão mostradas a imagem com $b = 0$ (*i. e.*, a imagem EPI com ponderação em T2) e a imagem por difusão com valor *b* escolhido pelo operador. Alguns sistemas também exibem três imagens adicionais por localização de corte. Essas são imagens obtidas durante a aquisição por difusão. Os gradientes de difusão são aplicados em cada um dos três planos ortogonais (X, Y e Z), medindo a difusão em cada uma dessas direções. A seguir, é feita a média para produzir o "traçado" final ou a imagem com ponderação em difusão.

É importante lembrar que o sinal alto observado na imagem com ponderação em difusão pode, na verdade, ser o sinal alto dos spins com tempo de relaxação em T2 longo "de brilho pleno". Esses efeitos de "brilho pleno em T2" são eliminados pelo cálculo e produção de um mapa ou imagem do coeficiente de difusão aparente (ADC). O ADC expressa a quantidade de movimento de água extracelular. O mapa de ADC é calculado a partir do valor *b* de 0 e o valor *b* que foi utilizado na aquisição de difusão (mais comumente 1.000 s/mm^2 no exame DWI do cérebro) para produzir um mapa de ADC de "2 pontos" (Figura 8.13). Em algumas situações, pode ser necessário DWI com dois valores *b*. Isto, junto com o valor *b* de 0, seria utilizado para calcular o mapa de ADC em "3 pontos". Em qualquer dos casos, os valores do *pixel* em um mapa de ADC representam o ADC de *pixels* na imagem. Nas áreas com difusão restrita (*i. e.*, ADC baixo), os valores dos *pixels* são escuros. O ADC alto, observado na presença de prótons de água móveis, resultará em um *pixel* brilhante no mapa de ADC. O cálculo e a produção do mapa de ADC são muito importantes para diferenciar entre AVC agudo e crônico.

Dependendo do sistema da RM, o mapa de ADC pode ser produzido automaticamente ou podem ser necessárias algumas etapas mínimas adicionais de processamento.

Imagem por tensor de difusão (DTI)

Quando a difusão da água ao longo das três direções ortogonais do magneto (X, Y e Z) é medida e obtida a média, apenas informação de difusão isotrópica é adquirida; é que a difusão tem direção aleatória. No cérebro isto é observado na substância cinzenta. Na substância branca a estrutura do tecido "direciona" a difusão. Na substância branca, a difusão é orientada ao longo de alguns trajetos. Este tipo de difusão direcionada é referido como anisotropia (difusão anisotrópica). A fim de obter imagens da difusão anisotrópica, mede-se a difusão em mais de três eixos. Na física, o tensor é, basicamente, o movimento como uma função da direção. A DTI é, essencialmente, a imagem da difusão que é ordenada na direção (anisotrópica em vez de isotrópica). No mínimo, a DTI precisa medir a difusão ao longo de, pelo menos, seis eixos. Na prática clínica, são medidas doze ou mais direções. Devido à perda da RSR, à medida que aumenta o número de direções medidas, a DTI é particularmente útil com forças de campo altas, como 3 T. Atualmente a DTI é utilizada no mapeamento dos tratos de substância branca como mapas de anisotropia fracionada (FA) ou como imagens da fistulografia (Figuras 8.14 a 8.18).

Imagens axiais com ponderação em perfusão

Prescrição de corte como T2 axial/oblíqua.

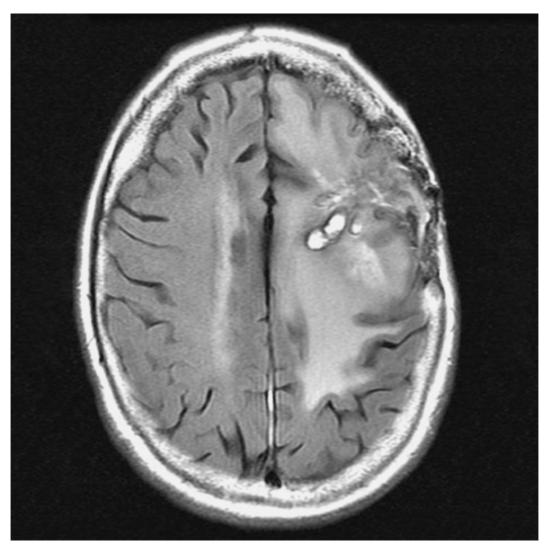



Figura 8.14 FLAIR com ponderação em T2 mostrando lesão.

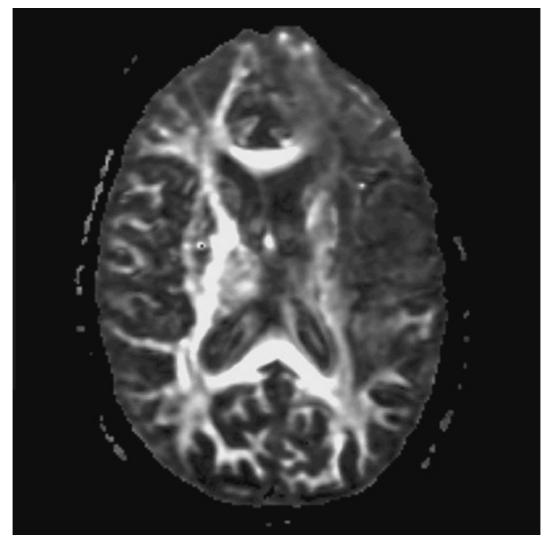



Figura 8.15 Anisotropia fracionada (FA) mostrando difusão anisotrópica (solicitada) nos tratos da substância branca.

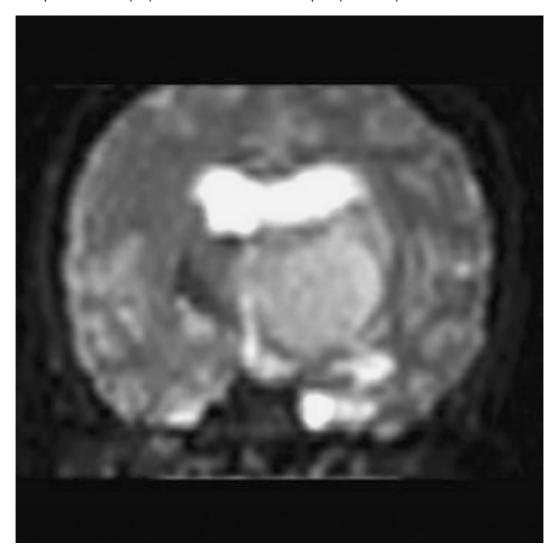



Figura 8.16 EPI coronal com ponderação em T2 mostra lesão.

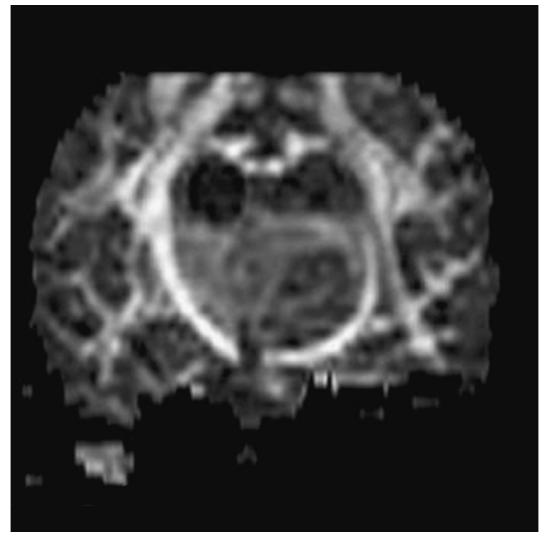



Figura 8.17 FA mostra tratos da substância branca em relação à lesão.

Figura 8.18 Fistulografia mostra a orientação da fístula em relação à lesão.

Esta sequência fornece resolução temporal das lesões realçadas e indica atividade. A injeção em *bolus* de gadolínio deve ser iniciada imediatamente após o início do exame. Imagens com ponderação em T1 pós-realçadas são realizadas após uma série de perfusão (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

O uso de um injetor de contraste compatível com RM aumenta muito a consistência das informações da perfusão. Além disso, para otimizar os efeitos da suscetibilidade é necessário injeção em *bolus* rápida de contraste. A velocidade de injeção mínima preferida é de 4 mℓ/s. A quantidade ou o volume injetado pode variar, dependendo da concentração do contraste, de sua capacidade de relaxação, da força do campo e/ou da sequência de pulso utilizada. Em 1,5 T os efeitos mais fortes são observados com uma sequência GRE-EPI. Se esta sequência for utilizada, uma dose de 0,1 mmol/kg é, tipicamente, adequada. Devido ao aumento dos efeitos da suscetibilidade observados na sequência GRE-EPI, são obtidas apenas informações sobre a perfusão de grandes vasos. Se for necessário obter informações sobre a perfusão em um vaso pequeno, então, deve ser utilizada uma sequência SE-EPI. Entretanto, é importante lembrar que devido aos efeitos de suscetibilidade reduzidos obtidos com a sequência SE-EPI, pode ser necessário uma dose ou concentração mais alta de gadolínio. Nem todos os agentes com gadolínio exercem o mesmo efeito nos tempos de relaxação em T1 e em T2. Existem alguns agentes com capacidade de relaxação mais alta. Esses agentes, quando utilizados nas imagens de perfusão, resultam em maior redução do sinal quando comparados à mesma dose de um agente de contraste padrão devido à capacidade de relaxação aumentada. Em 3,0 T, os efeitos da suscetibilidade são aumentados em função da força do campo para uma dose reduzida de gadolínio (0,5 mmol/kg) com uma sequência GRE-EPI ou com uma dose padrão (0,1 mmol/kg) de gadolínio com uma sequência SE-EPI. As sequências SE-EPI também resultam em menos artefatos de suscetibilidade. Resumindo, a dose de gadolínio utilizada na imagem de perfusão depende do tipo de contraste utilizado, da força do campo e da técnica de aquisição escolhida.

Quando a imagem de perfusão é utilizada para obter imagens de AVC, a área afetada pelo AVC aparece como uma área de chegada tardia do contraste ou totalmente sem perfusão. Entretanto, na obtenção de imagens de um tumor, a área de perfusão anormal, frequentemente, será mostrada como uma área de hiperperfusão. As imagens nas Figuras 8.19 e 8.20 mostram este efeito. A área do tumor residual é indiferenciável do tecido adjacente devido ao edema e outras alterações. Os dados da perfusão mostram claramente uma área de perfusão aumentada ou de hiperperfusão indicando tumor residual ou recorrente.

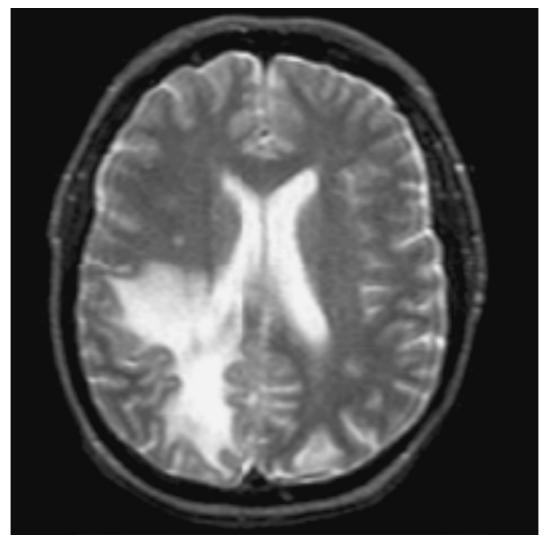
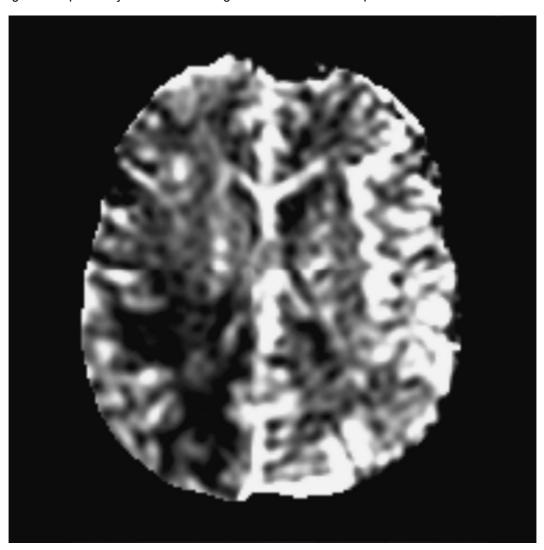



Figura 8.19 Imagem com ponderação em T2 mostra grande área de edema após tratamento.

Figura 8.20 Dados da perfusão mostram área de hiperperfusão no edema, indicando tumor recorrente.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O uso de bobinas em quadratura ou em arranjo de fase fornece sinal uniforme e alto. Entretanto, o uso de bobina de arranjo de fase com mais de quatro canais pode exigir o uso de um algoritmo de correção da uniformidade para produzir uma imagem com sinal totalmente uniforme. Independentemente da bobina escolhida, imagens com excelente RSR e resolução espacial devem ser facilmente obtidas com tempos de varredura razoáveis.

O FSE é a sequência de pulso mais utilizada na aquisição de imagens com ponderação em DP e em T2 por causa dos tempos de varredura mais curtos, em comparação com CSE. Existem controvérsias se as imagens com ponderação em DP e em T2 devem ser adquiridas como parte de uma aquisição de eco dupla ou separadamente. TR na ordem de 3.500 ms ou mais altos geralmente são utilizados em FSE com ponderação em T2. Entretanto, nas imagens com ponderação em DP do cérebro esse TR alto não é ideal. Se o TR for aumentado acima de 2.000 ms, a intensidade do sinal do LCR aumenta devido à saturação reduzida e à alta densidade de prótons do LCR. Isso pode reduzir o contraste entre algumas lesões periventriculares, como EM e LCR. É principalmente por isso que, em geral, opta-se pelas sequências T2-FLAIR em vez das sequências com ponderação em DP no cérebro.

O borramento pode ser mais proeminente com o ETL longo tradicionalmente associado à sequência FSE com ponderação em T2. ETL e TE curtos são necessários na ponderação em DP para minimizar os efeitos em T2, enquanto ETL e TE longos são necessários para o contraste em T2. O borramento aumenta quanto mais longo for o trem de ecos ao longo do tempo. Devido ao defasamento em T2, os ecos que ocorrem muito fora no trem de eco têm amplitude de sinal mais baixa do que aqueles no início do trem. Se o TE efetivo não coincidir com esses ecos tardios, os dados obtidos são mapeados nas linhas de resolução do espaço K e resultam em borramento. O espaçamento do eco também é importante porque, se o espaçamento do eco for longo, os ecos finais do trem ocorrerão muito mais tarde e, portanto, terão intensidade de sinal mais baixa do que se o espaçamento for curto, mesmo no trem de eco contendo um número relativamente pequeno de ecos. Em contrapartida, se o espaçamento de eco for curto, os ecos finais são coletados mais cedo e terão intensidade de sinal mais alta, mesmo em um trem com maior número de ecos. (Nota: O termo "comprimento do trem de eco" refere-se ao número de ecos coletados em vez do intervalo de tempo necessário para fazê-lo.) O método exato para controlar o espaçamento de eco varia entre os fabricantes. Gradientes de troca mais rápidos (*i. e.*, taxas de retorno mais altas) permitem ETL longo com espaçamento de eco rígido. De modo geral, o espaçamento de eco deve ser mantido o mais baixo possível, para minimizar o borramento (tipicamente, entre 10 e 15 ms).

Como resultado dessas limitações, alguns defendem a aquisição de imagens com ponderação em DP e em T2 separadamente, o que permite o uso de TR e ETL mais curtos na aquisição de DP. Alternativamente, outros fornecedores permitem que o trem de ecos seja desdobrado em aquisições FSE eco duplo, de modo que a imagem com ponderação em DP é adquirida dos primeiros ecos do trem de eco e a imagem com ponderação em T2 dos últimos ecos. Isto resulta na ponderação mais ideal para as duas imagens, mas observe que em FSE, ao contrário do CSE, o tempo de aquisição das imagens em DP é mais curto que para T2 ou duplo eco. Isto ocorre porque é utilizado TR de 2.000 ms, em vez de 10.000 ms. Portanto, poupa-se tempo quando é necessária apenas a ponderação em DP. No CSE, visando à redução do tempo de varredura, as imagens com ponderação em T2 já apresentam TR relativamente curto. Portanto, as imagens com ponderação em DP e em T2 têm tempos de aquisição semelhantes e são rotineiramente obtidas de forma simultânea em uma sequência de eco duplo. Por conseguinte, não se poupa tempo adquirindo imagens com ponderação em DP.

Apesar das vantagens do tempo com o uso de FSE no cérebro, os múltiplos pulsos de 180° na sequência FSE reduzem a sensibilidade às lesões hemorrágicas. Se houver suspeita de lesões hemorrágicas, pode ser adquirida uma sequência de GRE coerente, além das sequências regulares (TE de 15 a 25 ms). Devemos observar também que, em muitas clínicas e hospitais, as imagens T2-FLAIR substituíram as imagens com ponderação em DP do cérebro. As sequências T2-FLAIR geralmente demonstram sangue subaracnóideo muito bem.

Devido à RSR relativamente alta, geralmente são necessários apenas alguns NEX/NSA para obter a qualidade adequada da imagem. Entretanto, este pode não ser o caso quando se examinam estruturas pequenas com cortes finos e/ou FOV menor. Neste caso, pode ser necessário aumentar o NEX/NSA. A largura da banda de recepção pode ser diminuída para aumentar a RSR sem aumentar significativamente o artefato de desvio químico. Entretanto, de modo geral, à medida que a largura da banda de recepção é reduzida, o espaçamento do eco aumenta e poderia resultar em aumento do borramento em FSE. FOV retangular ou imagens paralelas podem ser utilizados para reduzir os tempos de varredura nas imagens axial e/ou coronal com a direção de codificação de fase sendo da direita (D) para a esquerda (E).

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato no cérebro é o movimento de fluxo das artérias carótida e vertebral. A introdução de pulso de pré-saturação espacial em I em relação ao FOV reduz esse problema de forma significativa. Na imagem com FOV grande, não é necessário introduzir pulsos de pré-saturação espacial em qualquer ponto além de I, porque não há fluxo proveniente de qualquer outra direção. Se for utilizado FOV pequeno, às vezes são necessários pulsos de pré-saturação espacial superior (S) ou D e E.

GMN também minimiza o artefato, especialmente na fossa posterior. Entretanto, isso não apenas aumenta o sinal nos vasos, mas também o TE mínimo disponível, e, portanto, geralmente é reservada para sequências com ponderação em T2 e em T2*. O *gating* (sincronização) periférico diminui o artefato ainda mais; porém, como o tempo de varredura depende da frequência cardíaca, é um procedimento demorado e, portanto, não é comumente utilizado. Ocorrem fantasmas ao longo do eixo de codificação de fase, que pode ser trocado para remover o artefato da região de interesse. Entretanto, na maioria dos exames do cérebro, essa estratégia é desnecessária porque as técnicas de supressão de gordura são satisfatórias.

Os pacientes não cooperativos tendem a causar artefatos de movimento, a menos que sejam utilizadas sequências muito rápidas. FSE, embora mais rápida que SE, frequentemente provoca artefatos de movimento mais graves porque uma das linhas centrais do espaço K está sendo preenchida durante cada TR. As técnicas SS-FSE diminuem muito os efeitos de movimento e permitem que todo o cérebro seja examinado em aproximadamente 30 segundos ao utilizar ETL alto, de até 128. As sequências SS-FSE, embora muito rápidas, ainda podem mostrar algum grau de movimento do paciente. A eliminação completa do efeito de movimento do paciente exige o uso de técnicas SS-EPI. Entretanto, as sequências EPI apresentam tendência para mostrar artefato de suscetibilidade magnética ar/tecido (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Novas técnicas de aquisição, que preenchem o espaço K de maneira diferente, também podem ser empregadas para reduzir ou até mesmo eliminar os efeitos da movimentação do paciente. Essas técnicas são conhecidas como PROPELLER, BLADE, MultiVane e JET (dependendo do fabricante).

Os efeitos paramagnéticos (em especial, a suscetibilidade magnética) contribuem bastante para os artefatos de distorção normalmente vistos nas sequências SS-EPI, usadas para obter imagens DWI. Esses artefatos aumentam em sistemas de campos mais altos (como 3 T), mas podem ser diminuídos ao se reduzir a quantidade de vistas da codificação de fase (p. ex., FOV retangular ou imagens paralelas). Infelizmente, quando apenas se reduz a matriz de fase, o resultado é a diminuição na resolução espacial.

Considerações do paciente

A claustrofobia frequentemente é um problema devido à natureza confinante da bobina de crânio. Além disso, os fatores neurológicos podem aumentar a probabilidade de movimento pelo paciente. Os exemplos incluem epilepsia, doença de Parkinson e redução da percepção ou da consciência. Tranquilizantes e, nos casos extremos, sedação ou anestesia geral às vezes são necessárias. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo. As sequências EPI utilizam tempos de elevação de gradiente muito rápidos. Quanto mais rápido o tempo de elevação, maior a chance de induzir a estimulação dos nervos periféricos. Para reduzir esta probabilidade, a direção da codificação da frequência deve ser da D para a E em todas as sequências EPI axiais no cérebro. Isto não é necessário nas sequências SS-FSE. Além disso, os pacientes devem ser orientados a colocar os braços ao longo do corpo e não cruzar os tornozelos para evitar criar um circuito condutor que possa precipitar indução excessiva de corrente.

Uso de contraste

Os agentes de contraste podem ser utilizados com vários fins na imagem padrão do cérebro. Em geral, são necessários na avaliação de tumor, em processos inflamatórios como EM ou na avaliação de anomalias vasculares. Processos infecciosos, como abscessos, também são muito suscetíveis ao realce. Além disso, as meninges também realçam, de modo que podem ser visualizados tuberculose, disseminação de tumor leptomeníngeo e irritação meníngea pós-traumatismo. O contraste também é utilizado para verificação da idade do infarto. Infartos muito recentes podem apresentar algum grau de realce, mas a resposta máxima ao contraste ocorre, em geral, após ruptura da barreira hematoencefálica. Infartos antigos ou crônicos não realçam. SE ou T1 GRE incoerente (*spoiled*) é a sequência preferida depois da administração do contraste. Se for adquirida uma sequência GRE incoerente (*spoiled*) 3D utilizando *voxels* isotrópicos, o grupo de dados pode ser reformatado em outros planos e/ou localizações de corte. As imagens de perfusão, com injeção rápida de gadolínio, são valiosas para determinar a atividade da lesão. Nesses casos são necessárias aquisições rápidas, como SS-FSE ou EPI.

Lobos temporais

Anatomia básica (Figura 8.21)

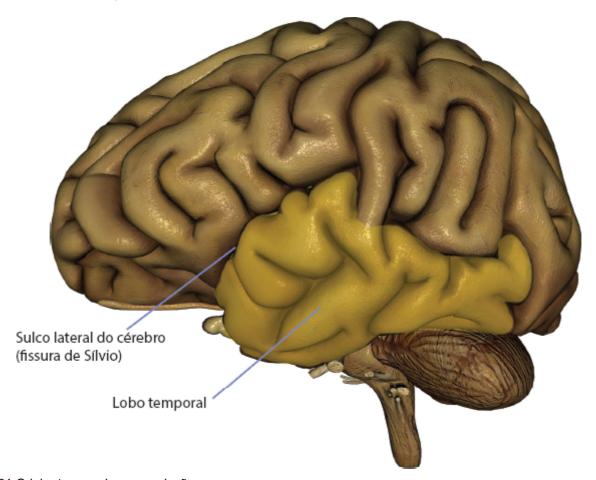



Figura 8.21 O lobo temporal e suas relações.

Indicações comuns

- Diagnóstico e avaliação de uma lesão especificamente nos lobos temporais (tumores, malformações vasculares, leucodistrofias e processos atróficos)
- Epilepsia de lobo temporal
- Avaliação de alteração de sinal no hipocampo e no lobo temporal
- Medida do volume do hipocampo (a atrofia do hipocampo atualmente é considerada o indicador mais sensível de doença do hipocampo, especialmente na doença de Alzheimer e na esquizofrenia).

Equipamento

- Bobina de crânio (em quadratura ou arranjo de fase)
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com a cabeça dentro da bobina de crânio. A posição da cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça fique reta. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através do násio. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

Protocolo sugerido

T1 SE sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal através de toda a cabeça. Esta imagem mostra a área desde o forame magno até o topo da cabeça.

E 37 mm a D 37 mm

T2 SE/FSE axial/oblíqua

Cortes/espaçamentos finos ou intercalados são angulados paralelamente ao lobo temporal, que pode ser observado no corte lateral nas imagens sagitais (Figura 8.22). Prescrever os cortes a partir da face inferior dos lobos temporais até a margem superior do corpo do corpo caloso.

T1 SE/FSE coronal/oblíqua

Como prescrito para T2 axial/oblíqua, **exceto** que os cortes finos intercalados são angulados perpendicularmente aos axiais (Figura 8.23).

Os cortes são prescritos da porção posterior do cerebelo para a margem anterior do joelho do corpo caloso.

T1 GRE incoerente (*spoiled*) 3D coronal (Figura 8.24)

São prescritos cortes finos através dos lobos temporais (número médio de localizações de corte) ou de toda a cabeça (muitas localizações de corte). Para as medidas do hipocampo, os cortes são prescritos da porção posterior do cerebelo para a margem anterior do joelho do corpo caloso. Os volumes do hipocampo são medidos com um sistema de *software* para calcular a área do hipocampo em cada corte e multiplica-se este valor pela profundidade da fatia daquele corte. Se for desejada reformatação dos cortes, então, deve ser adquirido um grupo de dados isotrópicos (ver tópico *Imagens volumétricas* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*).

T2 IR-FSE axial/oblíqua/coronal/oblíqua (Figuras 8.25 e 8.26)

Prescrição de corte como para T2 FSE axial/oblíqua/coronal/oblíqua.

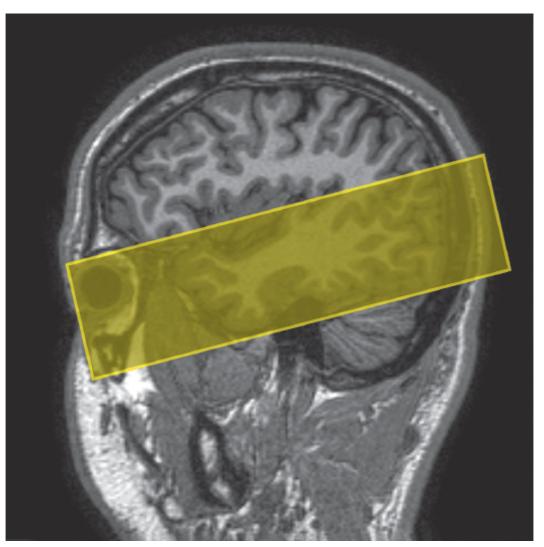



Figura 8.22 SE sagital com ponderação em T1 no nível do lobo temporal mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial/oblíqua dos lobos temporais.

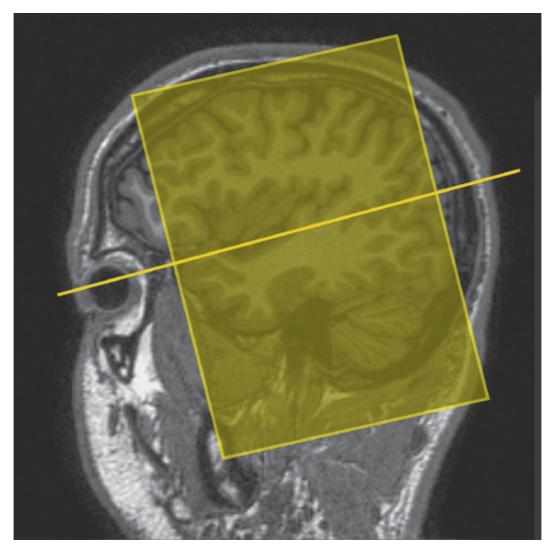



Figura 8.23 SE sagital com ponderação em T1 no nível do lobo temporal mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal/oblíqua dos lobos temporais.

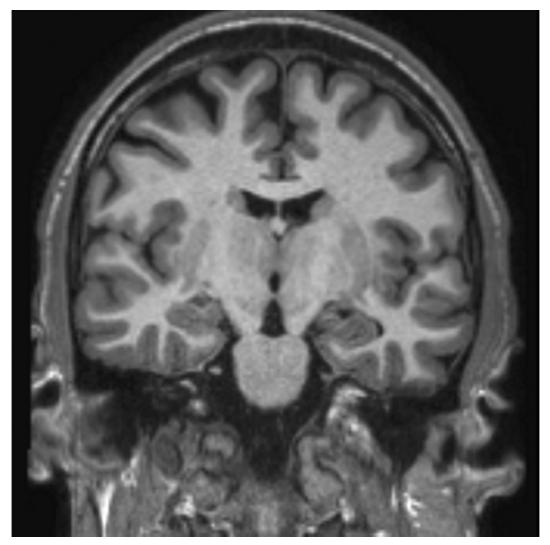



Figura 8.24 GRE incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 no nível do hipocampo obtido como parte de uma aquisição 3D.

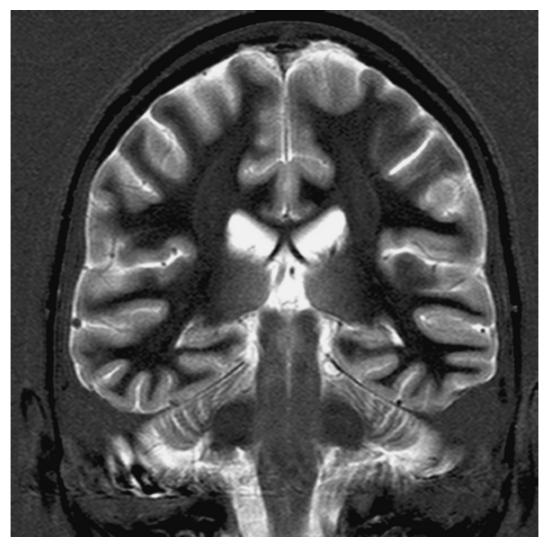



Figura 8.25 IR-FSE coronal com ponderação em T2 com TI selecionado para anular o sinal proveniente da substância branca (300 ms).

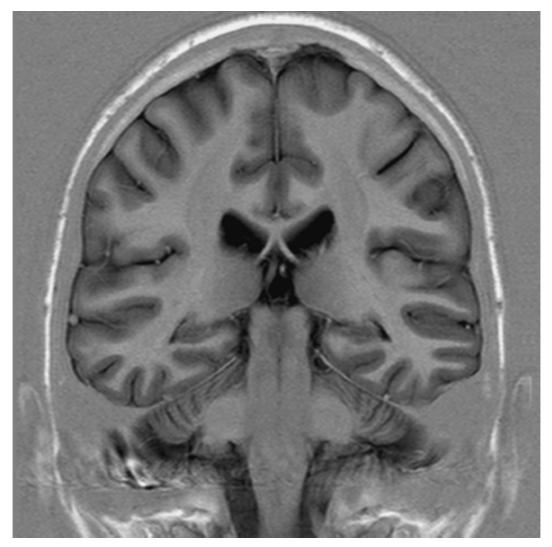



Figura 8.26 IR-FSE coronal com ponderação em T2 em vídeo invertida para mostrar melhor as lesões na substância branca.

Esta sequência, frequentemente, fornece imagens com alto contraste entre a substância cinzenta e a substância branca. Um TI escolhido para anular o sinal da substância branca (cerca de 300 ms) pode ser utilizado para aumentar o contraste cinza/branco (C/B) na região do hipocampo. As imagens podem ser invertidas no vídeo, de modo que a substância branca apareça branca e a substância cinzenta apareça cinza. Às vezes, isso é útil para aumentar a visibilidade das lesões na substância branca, que têm sinal de baixa intensidade quando esta técnica é utilizada, e para aumentar a visualização dos núcleos da base.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

As características da RSR e do contraste dos lobos temporais são, em geral, excelentes, porque a bobina de crânio em quadratura e a bobina de arranjo de fase geram sinal alto e uniforme. Portanto, a boa resolução espacial é possível com tempo de varredura relativamente curto. As bobinas de superfície colocadas diretamente na cabeça do paciente aumentam a RSR e a resolução locais, em especial nas crianças. Entretanto, este método não permite obter imagens de outras áreas do cérebro devido à perda de sinal. Como as lesões nos lobos temporais são, com frequência, muito pequenas, as aquisições volumétricas são úteis porque permitem o uso de cortes muito finos e sem espaçamento. Considerando que são utilizadas principalmente para mostrar a anatomia ou o realce do contraste, é desejável um GRE incoerente (*spoiled*) que produz contraste em DP e em T1. Por outro lado, a angulação dos cortes perpendiculares ao sulco lateral nas aquisições 2D frequentemente melhora a visualização dos lobos temporais.

FSE é uma sequência de pulso útil, sobretudo nas imagens com ponderação em T2, porque o FSE associado a matrizes finas adquire imagens de alta resolução dos lobos temporais em tempo de varredura relativamente curto. Entretanto, as sequências IR também podem ser utilizadas com grande eficácia. As sequências FLAIR, geralmente, mostram áreas sutis de intensidade de sinal aumentado em T2 melhor do que as sequências FSE ou SE com ponderação em T2. Como o cérebro não contém gordura (há apenas pequenas quantidades no couro cabeludo), a redução da largura da banda de recepção melhora significativamente a RSR sem aumentar de forma significativa o artefato de desvio químico, embora possa

aumentar o borramento (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*). O FOV retangular/assimétrico pode ser utilizado efetivamente para reduzir o tempo de varredura nas imagens axial e coronal com o eixo de fase da D para a E.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato nos lobos temporais é o movimento de fluxo oriundo das artérias carótida e vertebral. A introdução de pulso de pré-saturação espacial em I em relação ao FOV diminui este problema significativamente. Na imagem com FOV grande, não é necessária a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em qualquer outro local além de I, porque não há fluxo indo para o FOV de qualquer outra direção. Nas imagens coronais, o artefato de fase dos vasos carotídeos e vertebrais, geralmente, causa problema. A mudança do eixo de fase, de modo este fique em S para I em vez de D para E, remove o artefato dos lobos temporais localizados lateralmente, mas é necessário superposição para evitar que o pescoço e a parte de cima da cabeça se dobrem no FOV ao longo do eixo de fase. Este método de troca da direção de fase é utilizado mais efetivamente para reduzir o artefato na porção lateral dos lobos temporais. Entretanto, os fantasmas de fase ainda podem interferir com os hipocampos situados mais medialmente, e se forem a região de interesse, provavelmente não será benéfico trocar o eixo de fase.

GMN também minimiza o artefato nos lobos temporais. Entretanto, ela não só aumenta o sinal nos vasos, mas também o TE mínimo disponível, e, portanto, costuma ser reservada para as sequências com ponderação em T2 e em T2*. A suscetibilidade magnética é frequente quando as forças de campo são elevadas nas imagens GRE incoerentes (*spoiled*) coronais, sobretudo na margem da crista da parte petrosa do osso temporal e no cérebro. Se forem prescritos apenas cortes através do lobo temporal, os pulsos de pré-saturação espacial são levados para FOV na aquisição volumétrica para reduzir o *aliasing* ao longo do eixo de corte escolhido (ver tópico *Imagens volumétricas* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*).

Considerações do paciente

A claustrofobia é um problema frequente devido à natureza confinadora da bobina de crânio. É necessário explicar minuciosamente o procedimento e tranquilizar o paciente. Como muitos pacientes têm epilepsia resistente a medicamentos, é importante uma observação cuidadosa durante todo o exame. O ruído do gradiente e as luzes do magneto e de alinhamento representam possíveis fontes de estímulos epilépticos. Se o paciente tiver uma crise durante o exame, interrompa-o imediatamente. Retire o paciente do magneto, chame o médico e institua as medidas de primeiros socorros. Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre é preciso utilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste é, às vezes, útil para revelar lesões pequenas nos lobos temporais.

Fossa posterior e meato acústico interno

Indicações comuns

- Sintomas que exigem a exclusão do diagnóstico de neuroma do acústico (vertigem, perda auditiva sensorial unilateral, zumbido)
- Paralisia/paresia facial
- Diagnóstico de lesão na fossa posterior
- Espasmo hemifacial
- Neuralgia do trigêmeo.

Equipamento

- Bobina de crânio (de quadratura ou em arranjo de fase)
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal, com a cabeça na bobina de crânio. A posição da cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através do násio. São utilizados faixas e coxins de espuma para imobilização.

Protocolo sugerido

T1 SE sagital ou T2* GRE coerente (Figura 8.27)

São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, ou no nível do meato acústico interno (MAI) apenas de um lado. Esta imagem inclui a área desde o forame magno até a margem superior do corpo do corpo caloso.

E 37 mm a E 20 mm (MAI esquerdo)
D 37 mm a D 20 mm (MAI direito)

T1 SE/FSE axial (Figura 8.28)

São prescritos cortes/espaçamentos finos ou cortes intercalados no nível da fossa posterior desde o forame magno até a margem superior da crista da parte petrosa do osso temporal. A cobertura é aumentada se houver um tumor grande na fossa posterior.

T1 SE/FSE axial com contraste

Prescrição de corte como para T1 axial.

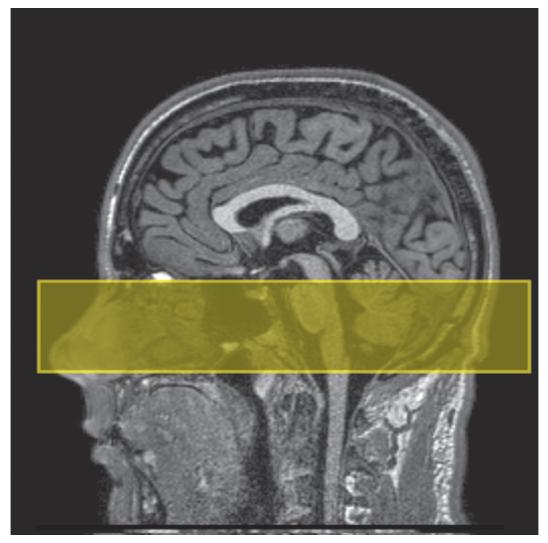



Figura 8.27 SE sagital com ponderação em T1, corte da linha média no nível do cérebro mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial do MAI.

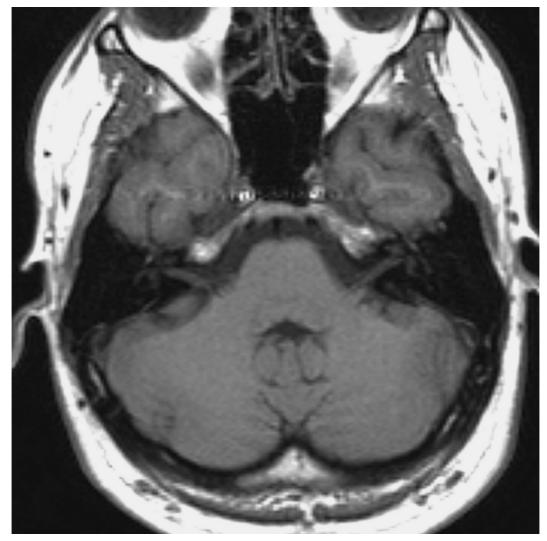



Figura 8.28 SE axial com ponderação em T1 no nível do MAI.

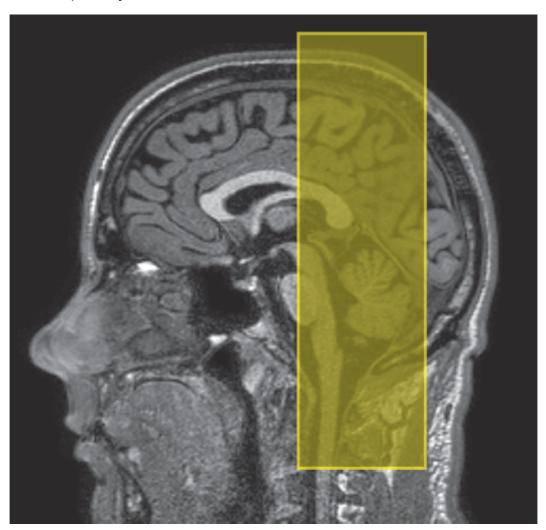



Figura 8.29 SE sagital com ponderação em T1, corte da linha média no nível do cérebro mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem coronal do MAI.

Sequências adicionais

T1 SE/FSE coronal +/– contraste

Como para T1 axial, **exceto** que são prescritos cortes desde a margem posterior do cerebelo até o clivo (Figura 8.29).

T1 GRE incoerente (*spoiled*) 3D +/– contraste

Cortes finos e um número pequeno ou médio de localizações de corte são prescritos para cobrir a área da forma mostrada (axial ou coronal).

Técnica de alta resolução

T2 FSE axial (Figuras 8.30 e 8.31)

Cortes prescritos como para T1 axial.

Cortes/espaçamentos ou intercalamento finos	3 mm
TE longo	100 ms
TR longo	4.000 ms
ETL longo	16
Matriz	512 × 256 ou maior
NEX/NSA	4
FOV	20 cm

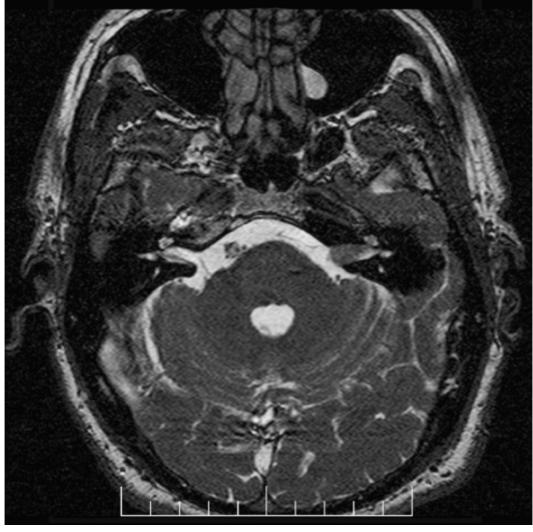



Figura 8.30 FSE axial com ponderação em T2 de alta resolução do MAI mostrando um grande neuroma do acústico esquerdo. Este exame não exige o uso de contraste para confirmação do diagnóstico.

T2 FSE coronal

Como a T2 axial de alta resolução, **exceto** que são prescritos cortes desde a margem posterior do cerebelo até o clivo.

T2 FSE 3D ou GRE T2* (Figura 8.31)

Esta sequência produz imagens com contraste e RSR altos. Além disso, as imagens são contíguas e não sofrem por excitação cruzada. A aquisição isotrópica permite reformatação triplanar (ver tópico *Imagem volumétrica* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*). As sequências GRE, como gradiente eco balanceado (BGRE), são comumente utilizadas porque os artefatos de fluxo da fossa posterior são reduzidos.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

Os MAI são estruturas muito pequenas e este exame é, em geral, realizado para descartar a possibilidade de um pequeno neuroma do acústico no canal. Portanto, é importante obter a resolução espacial mais alta possível junto com uma boa RSR. A RSR intrínseca é, em geral, excelente devido à alta densidade de prótons do tecido cerebral e à qualidade da bobina de crânio. Entretanto, na região do MAI, a baixa densidade de prótons da parte petrosa do osso temporal e do osso mastoide diminui a RSR. Os mais finos cortes e o menor espaçamento ou cortes intercalados são utilizados para otimizar a resolução espacial e a visualização do MAI. A matriz muito fina é aconselhável, embora o aumento excessivo deste parâmetro possa reduzir a RSR a níveis inaceitáveis. Para otimizar ainda mais a resolução espacial, o FOV é reduzido em relação às imagens padrão do cérebro. Como resultado dessas medidas, pode ser necessário aumentar o NEX/NSA para manter a RSR.

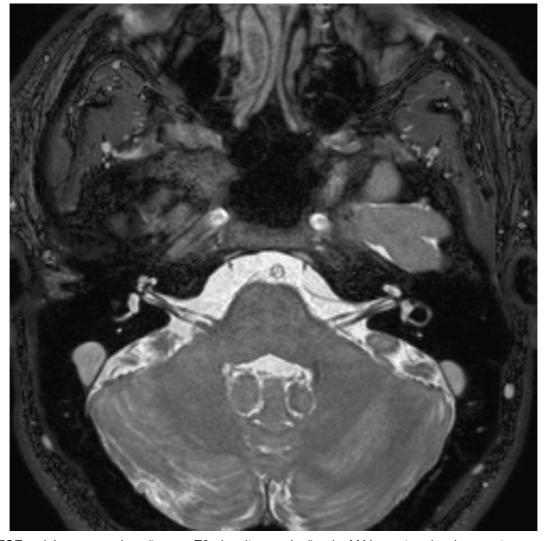



Figura 8.31 FSE axial com ponderação em T2 de alta resolução do MAI mostrando claramente os nervos auditivo (posterior) e facial (anterior).

A técnica T2 FSE de alta resolução, em geral, elimina o uso de contraste e da sequência T1, especialmente no exame do MAI. Quando o FSE é utilizado junto com matrizes de, pelo menos, 512, são obtidos contraste e resolução extremamente bons. A ponderação em T2 da sequência produz contraste excelente entre o sinal alto do líquido cefalorraquidiano e o sinal relativamente baixo do nervo. A matriz fina confere resolução muito boa de muitos nervos e vasos cranianos na fossa

posterior. Os nervos facial e auditivo podem, em geral, ser observados como distintos um do outro no canal, e nessas circunstâncias o contraste pode ser desnecessário. O NEX/NSA é aumentado para manter a RSR, mas o tempo de varredura ainda é da ordem de alguns minutos devido ao uso de FSE. Entretanto, com forças de campo menores, geralmente é necessário mais NEX/NSA para atingir boa RSR. Esta sequência também é útil no plano coronal quando se pesquisa especificamente a fossa posterior.

As aquisições volumétricas eliminam o espaçamento de corte e permitem a obtenção de cortes muito finos. As sequências GRE incoerentes (*spoiled*) depois do realce do contraste são comuns, mas as aquisições com ponderação em T2 utilizando FSE ou GRE são, com frequência, superiores. As sequências preparadas com magnetização também podem ser úteis. Se toda a fossa posterior estiver sendo examinada, a resolução espacial pode não ser tão importante quanto no MAI. Se a região de interesse for grande (como um tumor invadindo a fossa) são utilizados cortes/espaçamentos mais espessos, e frequentemente é necessário um protocolo cerebral de rotina.

Problemas com artefatos

O movimento de fluxo nos seios venosos é, com frequência, problemático na fossa posterior. GMN minimiza este artefato, mas não apenas aumenta o sinal nos vasos, mas também o TE mínimo disponível e, portanto, é reservada para as sequências com ponderação em T2. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV também é benéfica. O *gating* (sincronização) periférico diminui o artefato ainda mais, mas como o tempo de varredura depende da frequência cardíaca do paciente, às vezes é demorado. Portanto, o uso de *gating* periférico é mais bem reservado para os casos de artefato de fluxo grave que não pode ser reduzido a níveis toleráveis com outras medidas. O uso de GRE incoerente também diminui o artefato de fluxo devido ao uso de TE muito curto (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Considerações do paciente

A claustrofobia é, às vezes, problemática devido à natureza confinada da bobina de crânio e, muitas vezes, os pacientes são surdos e não conseguem responder ao sistema de intercomunicação. Nesses casos é importante explicar minuciosamente o procedimento e tranquilizar o paciente. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Considerando que as sequências com ponderação em T1 geram contraste intrínseco baixo entre a crista da parte petrosa do osso temporal e o MAI, e os neuromas do acústico mostram bom realce, em geral, não é necessário contraste. Entretanto, a técnica de alta resolução e/ou a sequência FSE (ou BGRE) em 3D, frequentemente, estabelece o diagnóstico ou descarta a possibilidade de neuroma do acústico sem uso de contraste.

Sela turca ou sela túrcica

Anatomia básica (Figura 8.32)

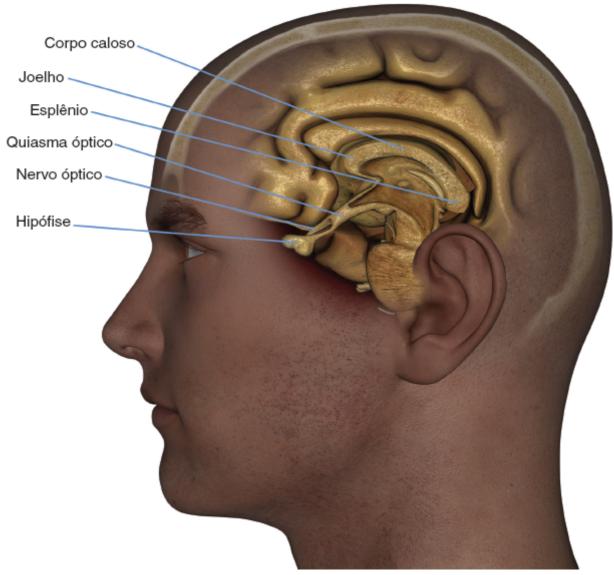



Figura 8.32 A hipófise e suas relações.

Indicações comuns

- Investigação de doenças relacionadas à função hipofisária (hiperprolactinemia, doença de Cushing, acromegalia, hipopituitarismo, diabetes insípido, amenorreia)
- Transtornos hipotalâmicos
- Defeito no campo visual
- Avaliação pós-operatória de adenomas hipofisários.

Equipamento

- Bobina de crânio (em quadratura ou em arranjo de fase)
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal com a cabeça na bobina de crânio. A posição da cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através do násio. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

Protocolo sugerido

T1 SE sagital (Figura 8.33)

Cortes/espaçamentos finos são prescritos das margens laterais esquerda para direita da sela turca. Esta imagem inclui a área desde a margem inferior do seio esfenoidal até a porção superior dos ventrículos laterais.

E 10 mm a D 10 mm

T1 SE/FSE coronal (Figura 8.34)

Cortes/espaçamentos finos ou intercalados são prescritos desde as clinoides posteriores até as clinoides anteriores. A margem inferior do seio esfenoidal até a porção superior dos ventrículos laterais está incluída nesta imagem. Utilize supressão de tecido se houver massa de sinal alto para descartar a possibilidade de dermoide intrasselar.

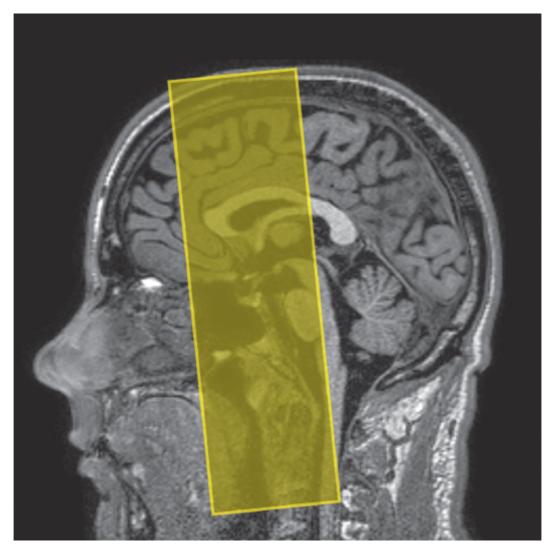



Figura 8.33 SE sagital com ponderação em T1, corte da linha média no nível do cérebro mostrando os limites de prescrição e a orientação para imagem coronal da sela turca.

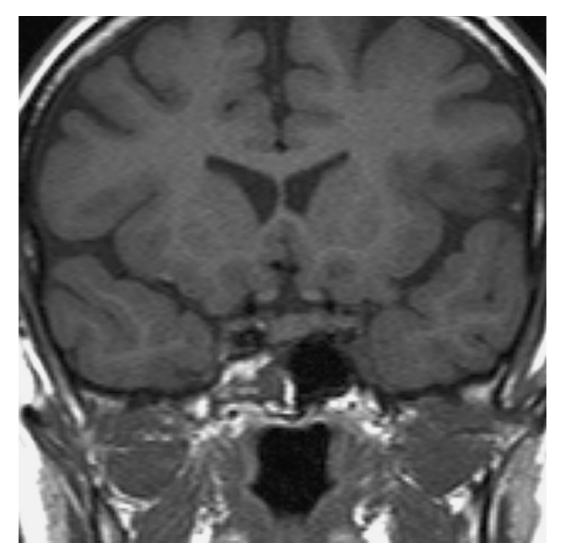



Figura 8.34 FSE coronal com ponderação em T1 no nível dasela turca.

Sequências adicionais

T1 SE/FSE coronal + contraste

Prescrição de corte como para T1 coronal sem contraste.

T1 SE/FSE sagital +/– contraste

Prescrição de corte como para T1 sagital sem contraste.

T1 GRE incoerente (*spoiled*) 3D +/– contraste

Cortes finos e um número pequeno de localizações de corte são prescritos no nível da sela turca. Ampliar a cobertura anterior e posteriormente para descontar o envolvimento do corte.

T1 SE/FSE axial +/– contraste

Como na T1 coronal, **exceto** que são prescritos cortes desde o assoalho da sela turca até o círculo arterial do cérebro (círculo de Willis) (Figura 8.35).

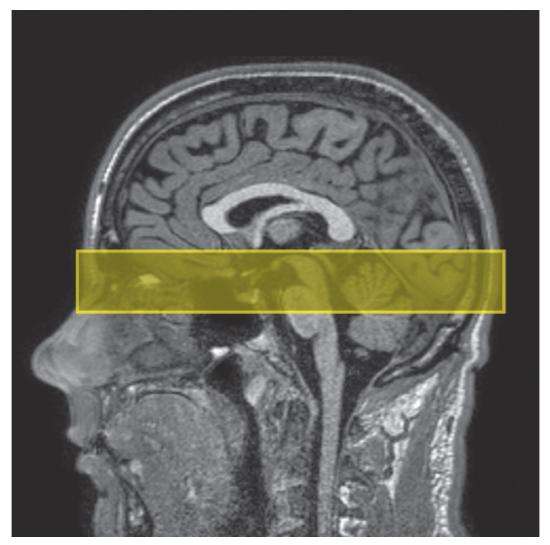



Figura 8.35 SE sagital com ponderação em T1, corte na linha média no nível do cérebro mostrando os limites de prescrição e a orientação para imagem axial da sela turca.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A sela turca é uma estrutura relativamente pequena e, além disso, a visualização de microadenomas frequentemente é difícil. Consequentemente, a resolução espacial é importante. Para otimizála, use cortes finos intercalados e o menor FOV possível para manter uma boa RSR. Além disso, matriz fina associada a NEX/NSA múltiplo é necessária para manter a RSR. A aquisição volumétrica permite o uso de cortes mais finos e sem espaçamento e, portanto, às vezes é útil nessa área. Como os detalhes anatômicos e o realce por contraste são importantes, é necessária uma sequência GRE incoerente (*spoiled*).

Problemas com artefatos

A sela turca está localizada logo anterior e inferior ao círculo de Willis e, portanto, o artefato de fluxo costuma ser mais problemático que na imagem padrão do cérebro. Além disso, o FOV menor aumenta a probabilidade de *aliasing*; dessa forma, é necessário superposição se houver anatomia fora do FOV na direção de fase.

Nas aquisições volumétricas é necessário apenas um corte de fina espessura; consequentemente, o envolvimento do corte é, em geral, problemático. Quando prescrever os cortes, sempre aumente a cobertura para compensar. Além disso, cortes extras aumentam a RSR. Em uma sequência 3D, a RSR é proporcional à raiz quadrada do número de cortes. GMN minimiza o artefato de fluxo na região da hipófise; entretanto, não apenas aumenta o sinal nos vasos, mas também diminui o TE mínimo disponível. Por conseguinte, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Sequências GRE incoerentes (*spoiled*) através da sela turca podem sofrer alteração causada pelos artefatos de suscetibilidade magnética excessiva quando obtidas em sistemas de campo alto ($ 1,0 T). Isso é minimizado pelo uso de cortes finos (3 mm ou menos) e do TE mais curto possível. Campos de força menores podem ser beneficiados com RSR aumentada fornecida pelas aquisições 3D, tirando vantagem dos artefatos de suscetibilidade magnética reduzida associados à redução do campo de força.

Considerações do paciente

A claustrofobia é, com frequência, um problema devido à natureza confinada da bobina de crânio. Explicação minuciosa sobre o procedimento e tranquilização são necessárias para evitar sedação. Em virtude do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, são necessários tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste não é um procedimento de rotina, exceto no diabetes insípido e nos transtornos hipotalâmicos. O contraste é, às vezes, necessário para doença de Cushing porque os microadenomas são, com frequência, muito pequenos, não sendo bem detectados nas imagens não contrastadas. Em geral, macroadenomas realçam rapidamente, mas os microadenomas, não. Entretanto, devemos observar, finalmente, que a hipófise, bem como o próprio microadenoma, apresenta contraste; portanto, é importante a cronologia cuidadosa das imagens obtidas após administração de contraste. Uma técnica frequentemente empregada é a sequência de varredura rápida/dinâmica. Cortes finos (3 mm) são obtidos através da hipófise, geralmente com um tempo de varredura igual ou inferior a 1,5 minuto. Esse procedimento é repetido 3 ou 4 vezes com um mínimo de atraso entre cada um dos conjuntos dinâmicos. Nas imagens iniciais, a hipófise normal realça, enquanto o microadenoma, não. Como mencionado anteriormente, em alguns minutos o microadenoma também realça, tornando-se isointenso com a hipófise. É comum encontrar sinal de alta intensidade no lobo posterior da hipófise nas imagens não contrastadas, sobretudo nos pacientes com diabetes. Atualmente, as causas e a importância clínica desse achado não foram totalmente avaliadas. Além disso, estudos demonstraram que metade da dose usual de gadolínio pode ser o ideal para as imagens da hipófise.

Órbitas

Anatomia básica (Figuras 8.36 e 8.37)

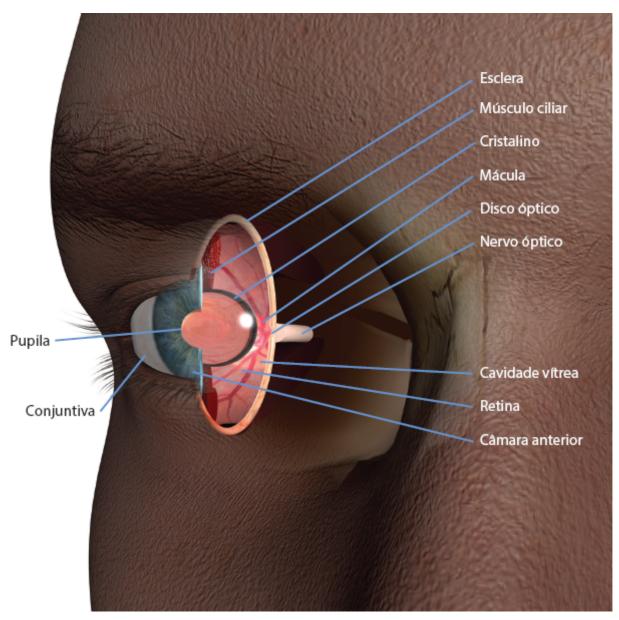



Figura 8.36 As estruturas da órbita em corte sagital.

Indicações comuns

- Proptose
- Transtorno visual
- Avaliação de lesões orbitárias ou oculares.

Equipamento

- Bobina de superfície pequena para globo e órbita
- Bobina de crânio em quadratura ou bobina com múltiplos arranjos para o ápice da órbita, quiasma óptico e vias ópticas intracranianas
- Faixas e coxins de espuma para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. Em geral, o exame das duas órbitas é realizado simultaneamente. Se forem utilizadas bobinas de superfície, estas são colocadas sobre cada órbita, mas não devem tocar o paciente. Prendedores especiais costumam ser fornecidos pelos fabricantes para que as bobinas sejam colocadas anteriormente sobre os olhos. Assegure-se de que o lado de recepção das bobinas esteja à frente dos olhos, isto é, na direção da mesa. Isto permite que o paciente fixe o olhar e os mantenha parados, reduzindo, portanto, o artefato de movimento. Toda maquiagem deve ser removida dos olhos antes do exame, porque pode causar artefato na imagem e desconforto para o paciente, especialmente se contiver metal.

O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível das órbitas. Se forem utilizadas bobinas de superfície, elas corresponderão ao centro das bobinas. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

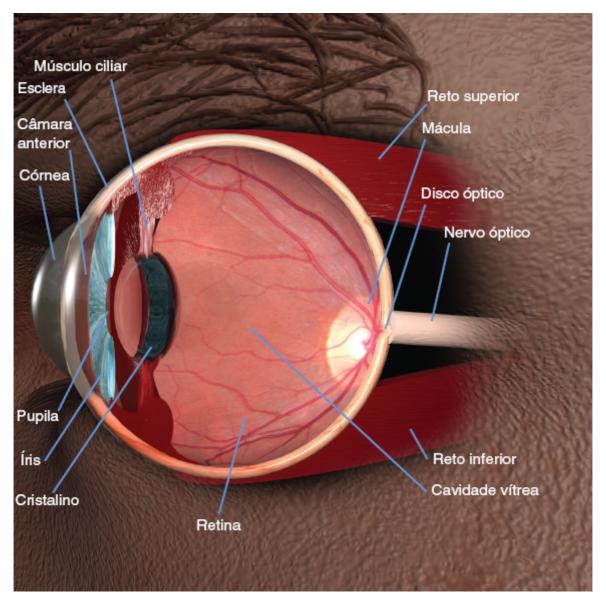



Figura 8.37 Estruturas internas do olho.

Protocolo sugerido

T1 SE/FSE sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal através da cabeça toda. Esta imagem inclui a área desde o forame magno até o topo da cabeça.

E 37 mm a D 37 mm

T1 ou T2 SE/FSE axial/oblíqua (Figura 8.38)

Cortes/espaçamentos finos ou intercalados são prescritos no verdadeiro plano axial ou angulados em relação ao nervo óptico, desde a margem inferior da órbita até acima do quiasma óptico (Figuras 8.39 e 8.40).

STIR ou T2 SE/FSE coronal

Como para T1 axial/oblíqua, **exceto** que os cortes são prescritos desde a margem posterior do globo até o aspecto posterior do quiasma. Utilize supressão de tecido nas sequências SE/FSE (Figura 8.41).

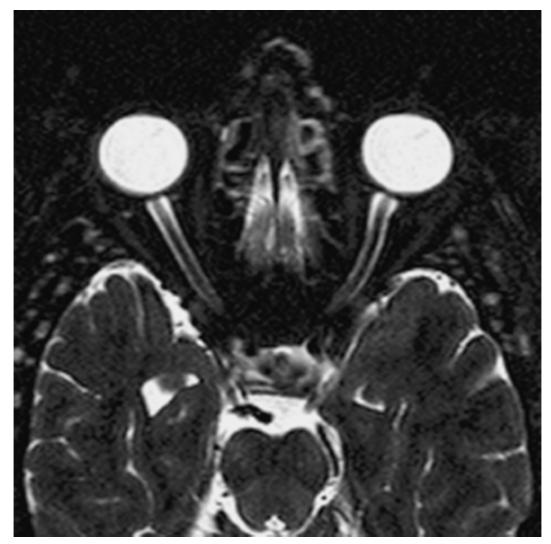



Figura 8.38 T2 FSE axial/oblíqua da órbita mostrando nitidamente a lente do olho (cristalino), o globo, os nervos ópticos e o quiasma óptico.

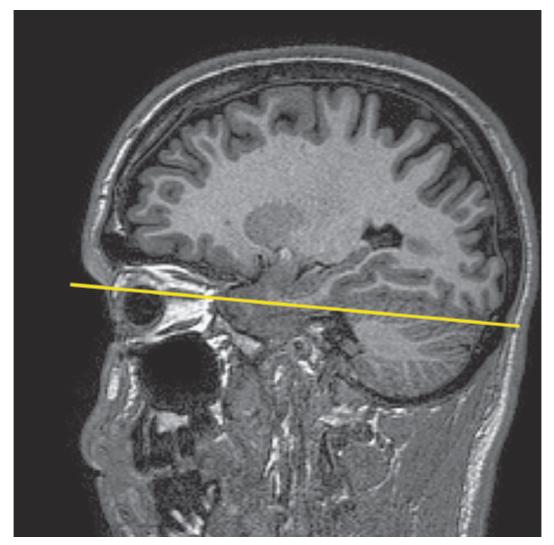



Figura 8.39 SE sagital com ponderação em T1 da órbita e do nervo óptico mostrando a orientação correta dos cortes axial/oblíquo paralelos ao nervo óptico.

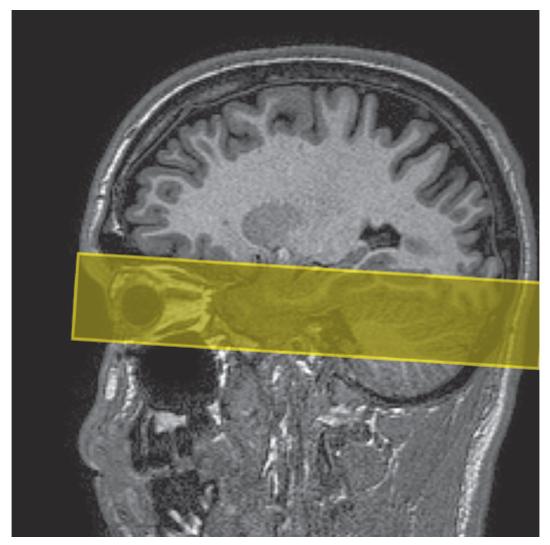



Figura 8.40 SE sagital com ponderação em T1, corte no nível da órbita mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial/oblíqua das órbitas e do nervo óptico.

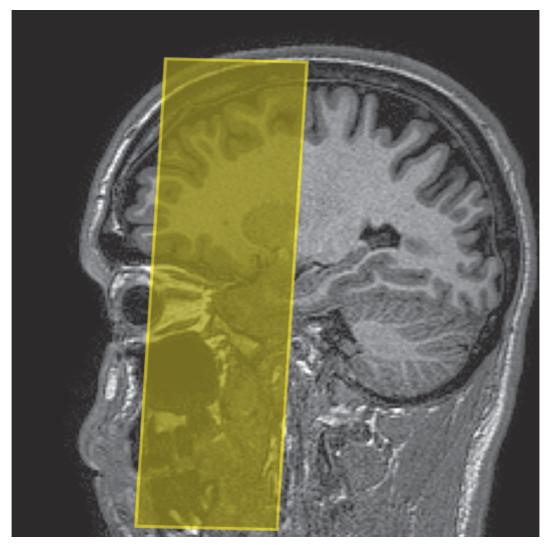



Figura 8.41 SE sagital com ponderação em T2 no nível da órbita mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal das órbitas e do nervo óptico.

Sequências adicionais

T1 SE/FSE coronal/axial

Igual à axial/coronal descrita anteriormente, **exceto** pelo uso de contraste e supressão de tecido.

Se houver suspeita de neurite óptica, obter imagens de todo o cérebro.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR na região do globo e no aspecto anterior da órbita é alta se forem utilizadas bobinas de superfície. Isto permite excelente resolução espacial das estruturas pequenas, como o nervo óptico, mas ocorre perda de sinal no ápice orbitário. Portanto, a escolha da bobina depende muito da cobertura necessária. A bobina de superfície é a melhor escolha se a área de interesse for o globo, a área retro-orbitária e a porção do nervo óptico na órbita. Entretanto, utiliza-se bobina de crânio se forem necessárias informações sobre o quiasma óptico e as vias ópticas intracranianas. Cortes intercalados finos ou espaçamento muito pequeno são necessários para obter a resolução na órbita e no quiasma óptico. Matrizes finas e FOV pequeno também são necessários para manter a resolução e, portanto, a preservação da RSR exige NEX/NSA múltiplo.

FSE provavelmente é a sequência ideal, especialmente nas imagens com ponderação em T2, porque a velocidade é importante devido ao artefato de movimento causado pelo piscamento e pelo movimento dos olhos. Considerando-se o alto teor de gordura na órbita, frequentemente é necessário STIR/supressão de tecido para a visualização adequada das estruturas orbitárias. Isto é especialmente verdadeiro nas sequências T2 FSE, nas quais a gordura retorna um sinal semelhante ao do LCR que circunda o nervo óptico.

Problemas com artefatos

O movimento dos olhos é a principal fonte de artefato. Oriente o paciente a focalizar no teto do centro do magneto e a piscar o mínimo possível. Utilize a sequência mais rápida possível para manter contraste, resolução e RSR bons. FSE é uma sequência de pulso útil para atingir esse objetivo. O movimento de fluxo no círculo de Willis frequentemente causa problemas no quiasma óptico, que está logo ao lado. A introdução de bandas de pré-saturação espacial em S e P em relação ao FOV reduz este problema. Além disso, as bandas de pré-saturação espacial introduzidas em I em relação ao FOV reduzem o movimento de fluxo das carótidas. GMN também diminui o movimento de fluxo, mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral, é reservada para as sequências com ponderação em T2.

Como nesta área comumente é utilizado FOV pequeno, *aliasing* é um problema, sobretudo se for utilizada bobina de crânio, porque o tecido fora do FOV no eixo de fase produz sinal. Portanto, é necessário superposição para sua eliminação. Se for observado qualquer artefato de suscetibilidade magnética, sobretudo superior à órbita, este pode ser causado por maquiagem que permaneceu nas pálpebras. A maquiagem precisa ser completamente removida antes do exame. O artefato de desvio químico pode ocorrer nos sistemas de intensidade de força de campo elevada devido à presença de gordura intraorbitária. As técnicas de supressão de gordura diminuem esse problema e, se forem utilizadas, a largura da banda de recepção pode ser reduzida para aumentar a RSR. Pode ser necessário preenchimento adicional com calço antes das sequências de supressão de tecido.

Caso se utilizem sequências GRE, deve-se tomar cuidado para assegurar que o TE esteja dentro de fase para eliminar o artefato de desvio químico. Caso se utilize supressão de gordura com GRE com ponderação em T1, deve-se selecionar o menor TE possível (independentemente de estar dentro ou fora de fase), uma vez que o desvio químico não será visto, pois não há sinal contra o qual o sinal da água possa se deslocar.

Considerações do paciente

Alguns pacientes podem ser cegos ou ter apenas visão parcial. É fundamental que o paciente compreenda a importância de manter os olhos parados. O paciente deve ser treinado sobre como manter o foco antes do exame e orientado sobre quando, durante o exame, é indesejável piscar os olhos e quando isto é permitido. É óbvio que se o paciente for cego, não será possível focalizar e, portanto, a técnica é adaptada para garantir que as sequências sejam realizadas o mais rápido possível. Toda a maquiagem dos olhos deve ser retirada antes do exame para evitar artefato e diminuir o desconforto, porque algumas maquiagens podem aquecer durante o exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas imagens, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste é útil na avaliação do nervo óptico e do quiasma óptico, bem como de massas intraorbitárias. Entretanto, devido à presença de gordura orbital, o contraste só serve para aumentar o sinal dessas estruturas, de modo que fiquem isointensas com a gordura nas imagens com ponderação em T1. Portanto, é necessário supressão de gordura quando se utiliza contraste. É importante observar que a STIR não pode ser utilizada com esse fim, porque o contraste diminui o tempo de recuperação em T1 do tecido, sendo semelhante ao da gordura. Por conseguinte, o pulso de inversão utilizado nas sequências STIR às vezes anula o sinal dos tecidos contrastados assim como o da gordura. Se for necessária a supressão de gordura, utilize supressão de tecido ou qualquer técnica que suprima gordura com base na frequência de ressonância. É preciso mencionar também que, se um meio de contraste for administrado, pelo menos uma sequência cobrindo todo o cérebro deverá ser obtida.

Seios paranasais

Anatomia básica (Figura 8.42)

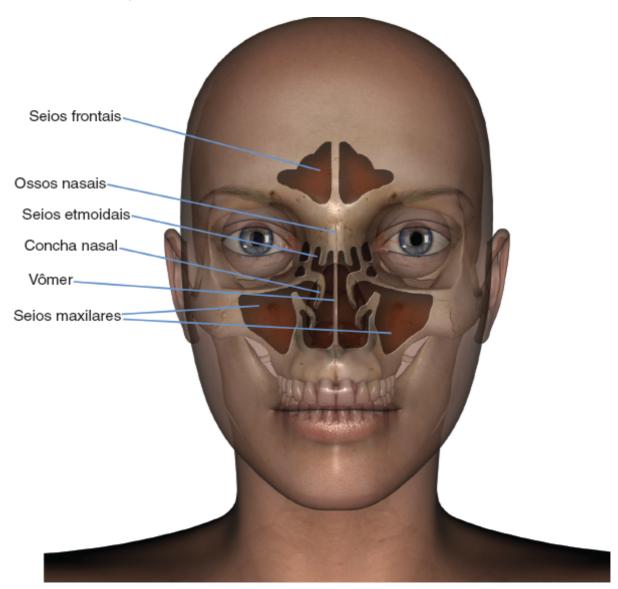



Figura 8.42 Corte anterior dos seios paranasais.

Indicações comuns

- Estadiamento de neoplasias antes da ressecção
- Diferenciação entre inflamação e neoplasia.

Equipamento

- Bobina de crânio (em quadratura ou em arranjo múltiplo)
- Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com a cabeça dentro da bobina de crânio. A cabeça é posicionada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça fique reta. O paciente é posicionado de forma que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do násio. São utilizados coxins de espuma e faixas para imobilização.

Protocolo sugerido

T1 SE sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal por toda a cabeça. Esta imagem inclui a área desde o forame magno até o topo da cabeça.

E 37 mm a D 37 mm

T1 SE/FSE coronal

São prescritos cortes/espaçamentos médios desde a porção posterior do seio esfenoidal até a ponta do nariz. Todos os seios paranasais são incluídos nesta imagem, desde a margem inferior dos seios maxilares até a margem superior dos seios frontais (Figura 8.43).

T1 SE/FSE axial

Como T1 coronal, **exceto** que os cortes são prescritos desde a margem inferior dos seios maxilares até a margem superior dos seios frontais (Figura 8.44).

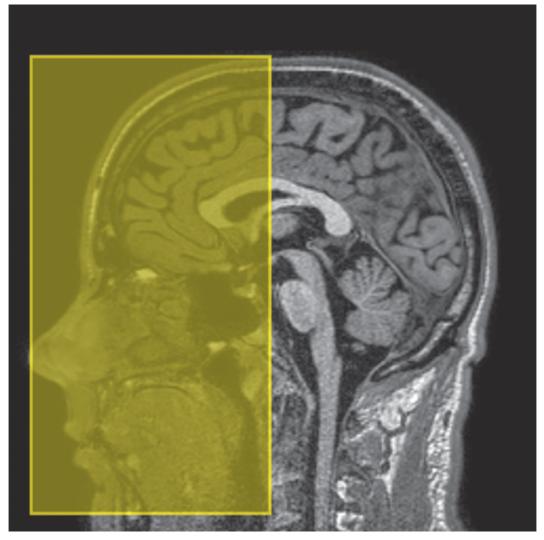



Figura 8.43 SE sagital com ponderação em T1, corte da linha média no nível do cérebro revela os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal dos seios paranasais.

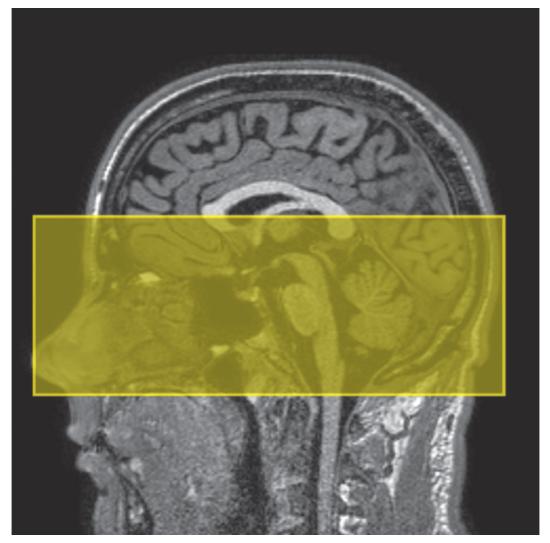



Figura 8.44 SE sagital com ponderação em T1, corte na linha média mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial dos seios paranasais.

T2/DP SE/FSE coronal/axial

Prescrição de corte como para T1 axial e coronal.

Sequências adicionais

O uso de RM em imagens dos seios paranasais recentemente foi ampliado para procedimentos intervencionistas. O uso de sistemas de magnetos abertos que permitem obter imagens em tempo quase real é benéfico na cirurgia endoscópica funcional dos seios paranasais. As potencialidades multiplanares da RM permitem a rápida visualização do nervo óptico em três planos, de modo que este tipo de cirurgia tornou-se mais rápido e mais seguro.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e a RCR dos seios paranasais são, com frequência, insatisfatórias devido à baixa densidade de prótons nas cavidades preenchidas com ar. A resolução óssea da RM não é tão boa quanto a da tomografia computadorizada (TC), mas é útil na visualização da natureza e da magnitude de massas nos tecidos moles. A resolução espacial não é, em geral, tão importante quanto a boa RSR nesta região. Os cortes médios são escolhidos para manter a RSR e são utilizados NEX/NSA múltiplos, desde que o tempo de varredura seja mantido dentro de limites razoáveis. A FSE permite o uso de matrizes finas e de NEX/NSA múltiplo com manutenção de tempo de varredura relativamente curto.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato é proveniente dos vasos carotídeos, vertebrais e jugulares. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em I em relação ao FOV reduz, em geral, o artefato a níveis aceitáveis. GMN pode ser usada, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Nas imagens axiais e coronais, o artefato de fase ocorre da D para a E, o qual pode obscurecer os seios maxilares. Entretanto, a

estratégia de mudar a direção de fase coloca este artefato em S para I, que pode interferir com os seios frontal, etmoidal e esfenoidal. Nessas circunstâncias, a mudança do eixo de fase raramente é benéfica, a menos que os seios maxilares estejam sendo examinados e o artefato de fluxo seja um problema. Se o eixo de fase for mudado nas imagens coronais, é necessária a superposição para evitar o envolvimento do pescoço e do topo da cabeça. O artefato de suscetibilidade magnética causado pelas restaurações dentárias interfere, às vezes, com os seios maxilares. Os artefatos de suscetibilidade podem ser reduzidos aumentando a largura da banda de recepção e evitando sequências GRE, se possível.

Considerações do paciente

A claustrofobia frequentemente é um problema devido à natureza confinada da bobina de crânio. Nesses casos é necessário tranquilizar o paciente e explicar minuciosamente como o procedimento é realizado. Alguns pacientes podem ter secreções nasais abundantes, precisando deglutir ou assoar o nariz com frequência durante o exame.

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste realça o revestimento mucoso dos seios paranasais, mas seu uso não é comum nas doenças sinusais. Entretanto, é útil para diferenciar entre tumores captantes e derrames que não captam contraste.

Faringe

Anatomia básica (Figura 8.45)

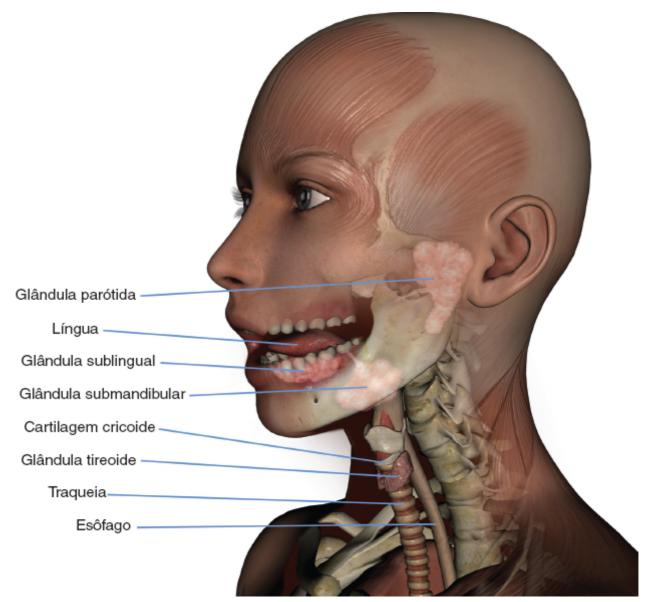



Figura 8.45 Corte sagital/oblíquo no nível da boca, da laringe e da faringe.

Indicações comuns

- Estadiamento de carcinoma orofaríngeo
- Massas faríngeas e parafaríngeas
- Investigação de apneia do sono
- Transtornos da deglutição.

Equipamento

- Bobina de pescoço anterior/bobina volumétrica de pescoço para envolvimento dos gânglios cervicais
- Bobina de crânio (em quadratura ou em arranjo de fase) para a área da faringe e base do crânio
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com a cabeça na bobina de crânio. A cabeça é posicionada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. Se a imagem do pescoço for realizada para envolvimento ganglionar, a bobina de pescoço anterior ou volumétrica é colocada ao redor ou anterior ao pescoço do paciente. É preciso cautela para incluir a base do crânio na bobina. A cabeça do paciente é retificada, porque este procedimento geralmente também retifica o pescoço.

O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do ângulo da mandíbula. Nas imagens dos gânglios cervicais, a luz de alinhamento vertical deve ficar localizada a meio caminho entre as faces posterior e anterior do pescoço. Um coxim macio pode ser colocado sob o pescoço do paciente para facilitar essa posição, embora muitas bobinas específicas garantam que o pescoço assuma naturalmente a posição correta. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

Protocolo sugerido

T1 SE/FSE coronal (Figura 8.46)

São prescritos cortes/espaçamentos desde a margem posterior da medula cervical até a face anterior do pescoço. Esta distância é medida em relação à luz de alinhamento vertical antes do exame. Esta imagem inclui a área desde a base do crânio até as articulações esternoclaviculares (Figura 8.47).

P 25 mm a A 25 mm

DP/T2 SE/FSE axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde a cartilagem tireóidea até a base do crânio (Figura 8.48).

DP/T2 SE/FSE sagital

Como DP/T2 axial, **exceto** que são prescritos cortes das paredes laterais esquerda para direita da faringe.

A cobertura é ampliada se houver suspeita de doença ganglionar ou parafaríngea. Esta imagem inclui desde a base do crânio até a cartilagem tireóidea (Figura 8.49).

Sequências adicionais

Na avaliação da disseminação tumoral o plano de varredura e a cobertura do corte são alterados, dependendo do local do tumor primário, da seguinte forma:

- Tumores orais incluem os gânglios cervicais nos planos axial e coronal

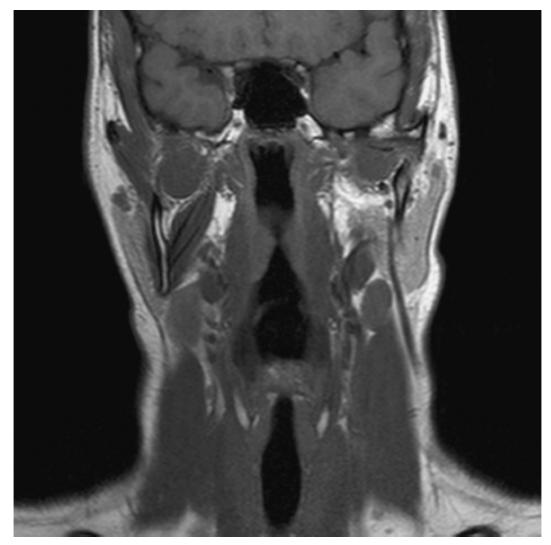



Figura 8.46 FSE sagital com ponderação em T1 localizadora da faringe.

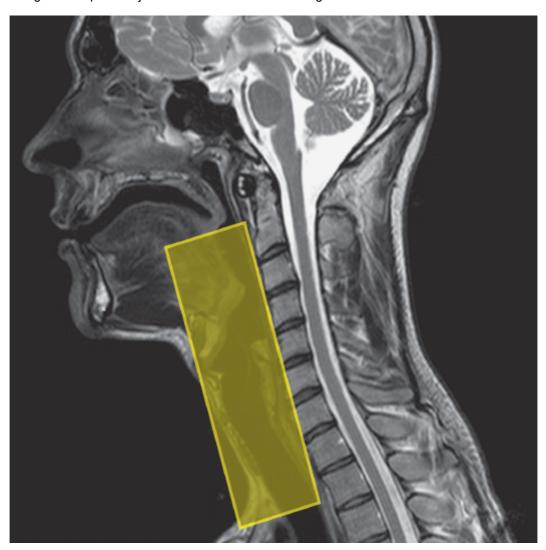



Figura 8.47 FSE sagital com ponderação em T2 localizadora mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal da faringe.

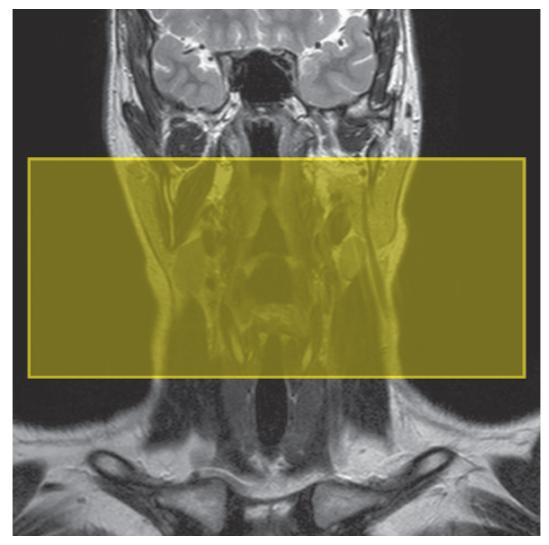



Figura 8.48 T1 FSE coronal localizadora mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial da faringe.

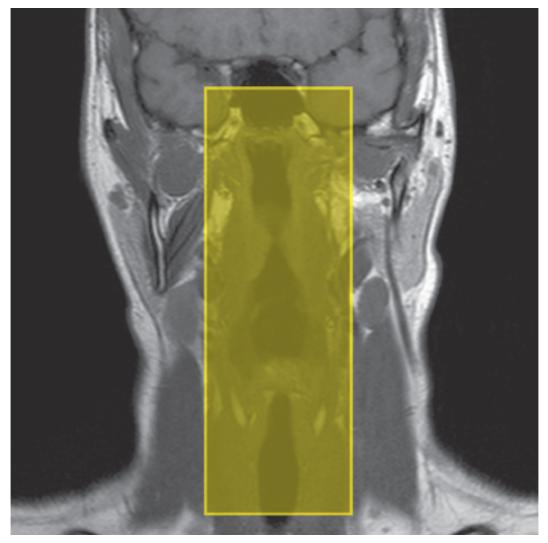



Figura 8.49 T1 FSE coronal localizadora mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem sagital da faringe.

- Tumores nasofaríngeos incluem o seio esfenoidal no plano sagital e axial
- Tumores orofaríngeos incluem o espaço parafaríngeo, a base da fossa craniana média e o triângulo anterior do pescoço nos planos axial e sagital.

As sequências rápidas são úteis nas imagens dinâmicas da faringe para avaliar a deglutição. O paciente é orientado a engolir pão ou batata amassada embebida em gadolínio e obtém-se a imagem do *bolus* durante a deglutição. Como a fase faríngea superior da deglutição é muito rápida, sequências como EPI, que conseguem adquirir 20 a 25 imagens por segundo, são necessárias, combinadas a boa resolução. Além disso, as imagens em 3D da faringe podem ser utilizadas para avaliar a anatomia durante o sono.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O exame da porção anterior do pescoço é notoriamente difícil. A RSR é frequentemente insatisfatória, sobretudo se for utilizada uma bobina abaixo do padrão. A bobina de crânio provavelmente é a melhor escolha para este exame, embora seja necessária uma bobina anterior ou volumétrica moldada à face e ao pescoço para visualizar melhor os gânglios cervicais e a disseminação inferior do tumor. Entretanto, até mesmo com as melhores bobinas, frequentemente são necessários NEX/NSA múltiplos para manter a RSR. A resolução espacial também é importante nesta área, portanto, são necessários cortes/espaçamentos finos e matriz razoavelmente fina para otimizar a imagem. O uso dessas matrizes e de múltiplos NEX/NSA frequentemente prolonga o tempo de varredura.

Uma solução para esses problemas é o uso de FSE associado ao FOV. O FSE reduz significativamente o tempo de varredura e fornece RSR mais alta, especialmente nas sequências com ponderação em T2. O FOV retangular/assimétrico permite a aquisição de matrizes finas com tempo de varredura mais curto. Nas imagens coronal e axial, o eixo longo do retângulo é colocado em S para I e em A para P, respectivamente.

Problemas com artefatos

O artefato nesta região é originado do movimento de fluxo nos vasos carotídeos, vertebrais e jugulares e da deglutição. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV reduz significativamente o artefato. Este procedimento aumenta a efetividade, mas é preciso cautela para não obscurecer a anatomia importante. GMN reduz ainda mais o artefato, mas, como também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1.

A deglutição é um problema comum nesta área. Se o paciente deglutir com muita frequência, o artefato de movimento interfere na imagem. O uso de múltiplos NEX/NSA para diminuir este artefato reduz os fantasmas de fase, mas prolonga o tempo de varredura. Se o paciente não deglutir, o acúmulo de saliva nas fossas piriformes pode, às vezes, dificultar a interpretação da imagem. O paciente deve ser aconselhado a deglutir o mínimo possível durante o exame, mas tentar eliminar a saliva da boca quando necessário. O movimento respiratório pode mover a bobina de pescoço anterior durante a aquisição dos dados. Se isto for um problema, oriente o paciente a respirar superficialmente. Além disso, pequenos coxins de espuma colocados entre o tórax e a bobina ajudam a reduzir o movimento da mesma. O artefato de suscetibilidade magnética causado por restaurações dentárias interfere, às vezes, com a anatomia importante. Artefatos de suscetibilidade podem ser reduzidos aumentando a largura da banda de recepção e evitando sequências GRE, se possível.

Considerações do paciente

Alguns pacientes com patologia oral ou faríngea produzem muita saliva e sentem dificuldade para deglutir. Frequentemente, isto leva a asfixia ou artefato de deglutição importante. Tente acalmar e tranquilizar o paciente o máximo possível antes do exame. Dê a ele muitos lenços de papel e, nos casos extremos, considere realizar o exame em decúbito ventral. O paciente é orientado a deglutir o mínimo possível durante o exame, mas garantir que a boca fique sem saliva quando o fizer. Isto evita o acúmulo de saliva nas fossas piriformes.

Devido ao ruído do gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Raramente é indicado, mas pode ser útil para diferenciar a magnitude e a natureza de uma lesão.

Laringe

Anatomia básica (ver Figura 8.45)

Indicações comuns

- Carcinoma de laringe
- Avaliação antes da reconstrução da laringe
- Transtornos das cordas vocais e da fonação.

Equipamento

- Bobina de pescoço anterior/bobina volumétrica de pescoço
- Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. A bobina é colocada ao redor ou anterior ao pescoço do paciente. A cabeça do paciente é retificada porque, em geral, este procedimento também retifica o pescoço. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da cartilagem tireóidea (pomo de Adão). A luz de alinhamento vertical deve ficar localizada a meio caminho entre as faces posterior e anterior do pescoço. Um coxim macio pode ser colocado sob o pescoço do paciente para facilitar o posicionamento, embora muitas bobinas específicas garantam que o pescoço assuma naturalmente a posição correta. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

Protocolo sugerido

T1/T2 SE/FSE sagital (Figura 8.50)

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde a face lateral esquerda até a face lateral direita da pele do pescoço. Esta imagem inclui a área desde a margem superior do palato duro até as articulações esternoclaviculares.

E 25 mm a D 25 mm

T1 SE/FSE axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos no nível das cartilagens laríngeas e das cordas vocais (Figura 8.50). Os cortes podem ser angulados paralelamente à laringe para os tumores limitados às cordas vocais.

T1 SE/FSE coronal

Como na T1 axial, **exceto** que os cortes são prescritos desde a face posterior da traqueia até a face anterior do pescoço.

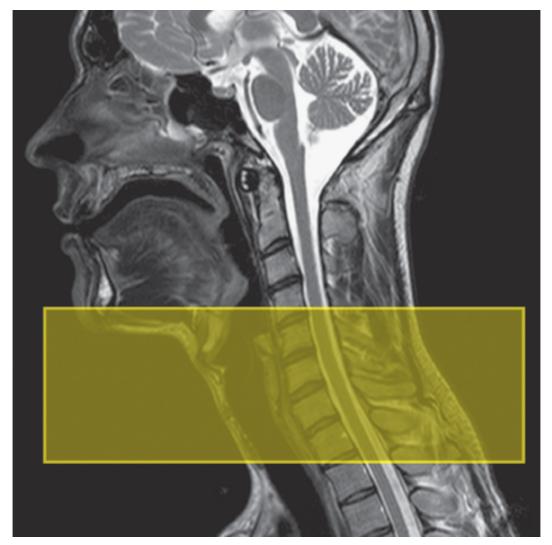



Figura 8.50 FSE sagital com ponderação em T2 no nível do pescoço mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial da laringe.

Os cortes podem ser angulados de forma a ficarem paralelos à laringe para os tumores limitados às cordas vocais (Figura 8.51). Esta imagem inclui a área desde a margem superior do palato duro até as articulações esternoclaviculares.

DP/T2 SE/FSE axial/coronal

Prescrição de corte como para T1 SE/FSE. Útil para diferenciar tumor em estádio avançado dos músculos e da glândula tireoide.

Sequências adicionais

T1 EPI/GRE incoerente (*spoiled*) rápido

Durante a fonação, para avaliar a função das cordas vocais.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O exame da porção anterior do pescoço é notoriamente difícil. A RSR frequentemente é insatisfatória, especialmente se for utilizada uma bobina abaixo do padrão. Uma bobina de pescoço anterior moldada à face e ao pescoço provavelmente é a melhor escolha para este exame. Entretanto, mesmo com essas bobinas, frequentemente são necessários múltiplos NEX/NSA para manter a RSR. A resolução espacial também é importante nesta área, portanto, são necessários cortes/espaçamentos finos e matriz razoavelmente fina para a otimização da resolução. O uso dessas matrizes e de múltiplos NEX/NSA frequentemente prolonga o tempo de varredura.

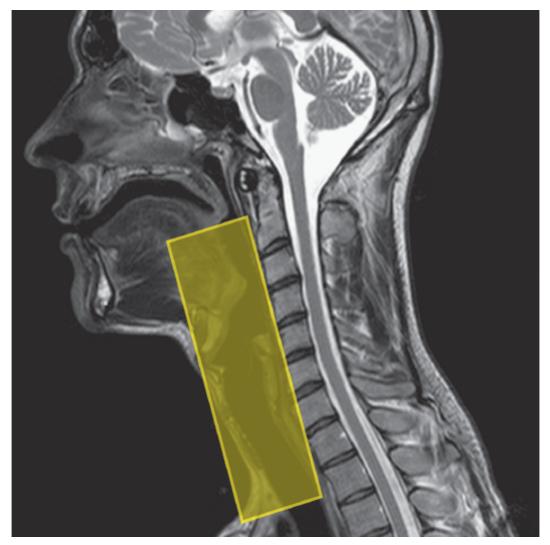



Figura 8.51 FSE sagital com ponderação em T2 no nível do pescoço mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal/oblíqua da laringe.

Uma possível solução para esses problemas é o uso de FSE associado ao FOV retangular/assimétrico. A FSE diminui significativamente o tempo de varredura e fornece RSR mais alta, sobretudo nas sequências com ponderação em T2. O FOV retangular/assimétrico permite a aquisição de matrizes finas com tempos de varredura mais curtos. Nas imagens coronal e axial, o eixo longo do retângulo é colocado de S para I e de A para P, respectivamente.

Problemas com artefatos

O artefato nesta região origina-se do movimento de fluxo nos vasos carotídeos, vertebrais e jugulares e da deglutição. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV reduz significativamente o artefato de fluxo. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em relação ao FOV aumenta sua efetividade, mas é preciso cautela porque pode obscurecer anatomia importante. GMN reduz ainda mais o artefato, mas, como também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1.

O paciente deve ser avisado para deglutir o menos possível durante o exame. O uso de NEX/NSA múltiplo diminui os fantasmas em qualquer fase, mas prolonga os tempos de varredura. O movimento respiratório pode mover a bobina de pescoço anterior durante a aquisição dos dados. Caso isto ocorra, oriente o paciente a respirar superficialmente. Além disso, a colocação de coxins de espuma entre o tórax e a bobina ajuda a reduzir o movimento da bobina.

Considerações do paciente

É importante explicar minuciosamente o procedimento e a importância de minimizar a deglutição durante sua realização. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Raramente é indicado, mas pode ser útil para diferenciar a magnitude ou a natureza da lesão.

Glândulas tireoide e paratireoides

Anatomia básica (Figuras 8.52 e 8.53)

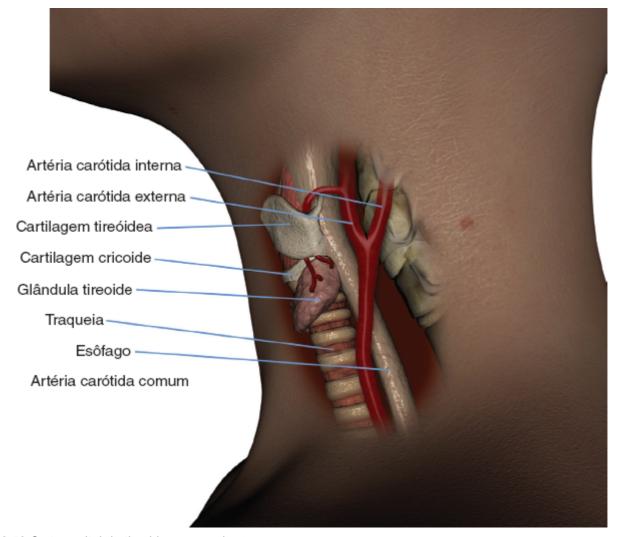



Figura 8.52 Corte sagital da tireoide e suas relações.

Indicações comuns

- Bócio retroesternal
- Avaliação de carcinoma de tireoide recorrente
- Detecção e caracterização de adenoma de paratireoide.

Equipamento

- Bobina de pescoço anterior/bobina volumétrica de pescoço
- Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. A bobina é colocada ao redor ou anterior ao pescoço do paciente. A cabeça do paciente é retificada, porque este procedimento geralmente também retifica o pescoço. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe inferior à cartilagem tireóidea (pomo de Adão). A luz de alinhamento vertical deve ficar localizada a meio caminho entre as faces posterior e anterior do pescoço. Um coxim macio pode ser colocado sob o pescoço do paciente para facilitar este

posicionamento, embora muitas bobinas específicas garantam que o pescoço assuma naturalmente a posição correta. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilização.

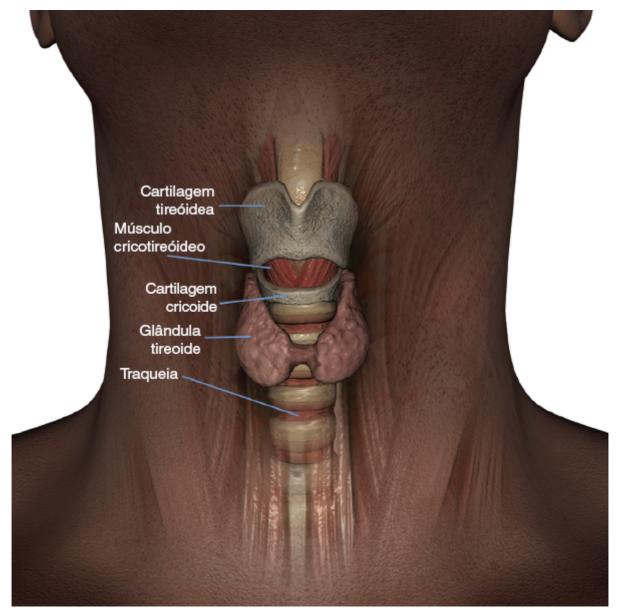



Figura 8.53 Corte anterior da tireoide e suas relações.

Protocolo sugerido

T1 SE/FSE coronal

São prescritos cortes/espaçamentos finos no nível da tireoide em relação à luz de alinhamento vertical. Esta imagem inclui a área desde a mandíbula até o arco aórtico.

A 0 mm a A 20 mm

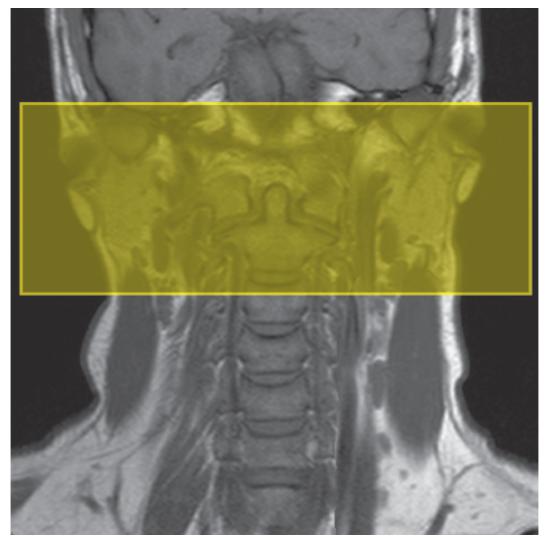



Figura 8.54 Imagem com ponderação em T1, plano coronal, mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial da laringe.

T1 SE/FSE axial/coronal

São prescritos cortes e espaçamentos finos através da tireoide ou da região de interesse. Os cortes são deslocados inferiormente para bócio retroesternal (Figura 8.54).

DP/T2 SE/FSE axial/coronal

Prescrição de corte como para T1 axial/coronal.

STIR/supressão de tecido é, às vezes, necessária para as glândulas paratireoides.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A porção anterior do pescoço é uma área notoriamente difícil de ser examinada. A RSR é, com frequência, insatisfatória se for utilizada uma bobina abaixo do padrão. Uma bobina de pescoço anterior moldada na face e no pescoço provavelmente é a melhor escolha para este exame. Entretanto, mesmo com essas bobinas frequentemente são necessários múltiplos NEX/NSA para manter a RSR. A resolução espacial também é importante nesta área, portanto, são necessários cortes/espaçamentos finos e matriz razoavelmente fina para otimizar a resolução. O uso dessas matrizes e de múltiplos NEX/NSA frequentemente gera tempos de varredura longos.

Uma solução para esses problemas é o uso de FSE associada a FOV retangular/assimétrico. A FSE reduz significativamente o tempo de varredura e fornece RSR maior, especialmente nas sequências com ponderação em T2. O FOV retangular/assimétrico permite a aquisição de matrizes finas com tempos de varredura menores. Nas imagens coronal e axial, o eixo longo do retângulo é inserido em S para I e em A para P, respectivamente. Às vezes, a glândula paratireoide retorna um sinal muito alto nas sequências FSE com ponderação em T2, exigindo o uso de técnicas de pré-saturação química/espectral.

Problemas com artefatos

O artefato nesta região é causado pelo fluxo nos vasos carotídeos, vertebrais e jugulares e pela deglutição. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV diminui significativamente o artefato. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial no FOV aumenta sua efetividade, mas é preciso cautela para não obscurecer anatomia importante. GMN diminui ainda mais o artefato, mas, como também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1.

A deglutição é um problema comum nesta área. O uso de NEX/NSA múltiplos para diminuir o artefato de movimento reduz os fantasmas de fase, mas aumenta o tempo de varredura. O paciente deve ser aconselhado a deglutir o mínimo possível durante o exarme. O movimento respiratório pode mover a bobina de pescoço anterior durante a aquisição dos dados. Caso isto ocorra, oriente o paciente a respirar superficialmente. Além disso, pequenos coxins de espuma colocados entre o tórax e a bobina ajudam a reduzir o movimento da bobina.

Considerações do paciente

É importante explicar minuciosamente o procedimento e a importância de minimizar a deglutição durante a realização do exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Raramente é indicado o uso de contraste, mas este pode ser útil para diferenciar a magnitude ou a natureza de uma lesão.

Glândulas salivares

Indicações comuns

- Detecção de massas nas glândulas salivares
- Estadiamento de neoplasias e envolvimento ganglionar.

Equipamento

- Para as glândulas parótidas: Bobina de crânio em quadratura ou em múltiplos arranjos. Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Para as glândulas submandibulares e gânglios cervicais: Bobinas de pescoço anterior/volume. Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

Para as glândulas parótidas

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com a cabeça na bobina de crânio. A cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do meato acústico externo. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilizar o paciente.

Para as glândulas submandibulares e gânglios cervicais

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. A bobina é colocada ao redor ou anterior ao pescoço do paciente. É preciso cautela para incluir o assoalho da boca na bobina. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do ângulo da mandíbula. A luz de alinhamento vertical deve estar localizada no meio do caminho entre as faces posterior e anterior do pescoço. Um coxim fino pode ser colocado debaixo do pescoço do paciente para garantir que o pescoço assuma naturalmente a posição correta.

Protocolo sugerido

T1 SE sagital

São prescritos cortes/espaçamentos finos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal. A área desde a base do crânio até o osso hioide está incluída nesta imagem para visualização das glândulas parótidas e submandibulares.

E 37 mm a D 37 mm

T1 SE/FSE coronal

Mostra principalmente as glândulas parótidas. São prescritos cortes/espaçamentos finos desde os corpos vertebrais posteriormente até o processo alveolar superior. A cadeia de gânglios linfáticos cervicais e a base do crânio estão incluídas na imagem.

T1 SE/FSE axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde o aspecto superior do meato acústico externo até o ângulo da mandíbula para as glândulas parótidas, ou no nível das glândulas submandibulares (localizadas logo abaixo da mandíbula). A cobertura é ampliada para disseminação tumoral.

DP/T2 SE/FSE axial

Mostra tecido anormal e ductos dilatados no diagnóstico de massas nas glândulas salivares. São prescritos cortes/espaçamentos finos no nível das duas glândulas. A cobertura é ampliada para disseminação tumoral. STIR/supressão de tecido é, às vezes, necessária na imagem das glândulas parótidas.

Sequências adicionais

T2 SS-FSE/FSE

A sialografia associada à RM pode ser útil na investigação de obstrução de ducto do sistema salivar. As imagens intensamente com ponderação em T2 são adquiridas e pós-processadas (ver Capítulo 11, *Abdome*, para uso desta técnica em outras áreas).

Otimização da imagem

Considerações técnicas

As glândulas salivares são estruturas relativamente pequenas, portanto, a resolução espacial é importante. A RSR é otimizada com o uso da bobina correta. As parótidas costumam ser examinadas com bobinas de crânio em quadratura ou em arranjo de fase que geram sinal alto e uniforme. As glândulas submandibulares podem ser, às vezes, imageadas com esta bobina, desde que o paciente consiga se mexer bem dentro dela; de outra forma, é necessária uma bobina de pescoço anterior. Cortes e matrizes finos são importantes para manter a resolução necessária e, como resultado, múltiplos NEX/NSA são requeridos para manter a RSR. O uso de FSE associado ao FOV retangular/assimétrico também melhora a RSR e facilita a aquisição de matrizes finas em tempos de varredura relativamente curtos. As técnicas de supressão de gordura são, às vezes, necessárias nas sequências FSE com ponderação em T2 porque os componentes gordurosos da parótida retornam sinal semelhante ao de patologia. O sistema de ductos salivares pode ser efetivamente visualizado com imagens FSE intensamente com ponderação em T2 (sialografia associada à RM). O uso de TE (250 ms), TR (10 s) e de ETL longos (16 a 20) produz imagens em que o único sinal que retorna é proveniente do líquido no ducto. Como os ductos são pequenos, a boa resolução também é necessária, portanto, as aquisições 3D podem ser superiores às aquisições 2D.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato nesta área é proveniente dos vasos carotídeos jugulares e vertebrais. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV diminui este fenômeno. A GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo, mas também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, e geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Fantasmas de fase ocorrem ao longo do eixo D para E nas imagens axial e coronal e interfere nas parótidas situadas lateralmente. A mudança do eixo de fase, de modo que este fique situado de S para I, diminui este problema, mas frequentemente é necessária a superposição. A mudança frequentemente é problemática, sobretudo no exame das glândulas submandibulares. Bandas de pré-saturação espacial cuidadosamente colocadas sobre a garganta ajudam a diminuir este problema, mas podem obscurecer as próprias glândulas. É aconselhável orientar o paciente a deglutir o mínimo possível durante a aquisição dos dados.

Considerações do paciente

Alguns pacientes com patologia oral produzem muita saliva e têm dificuldade para deglutir. Este problema frequentemente leva a asfixia ou artefato de deglutição importante. Tente acalmar e tranquilizar o paciente o máximo possível antes do exame. Ofereça ao paciente muitos lenços de papel e, nos casos extremos, considere realizar o exame com o paciente em decúbito ventral. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre é necessário disponibilizar tampões de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste não é rotineiro, mas pode ser útil na diferenciação entre patologia e anatomia normal.

Articulações temporomandibulares

Anatomia básica (Figura 8.55)

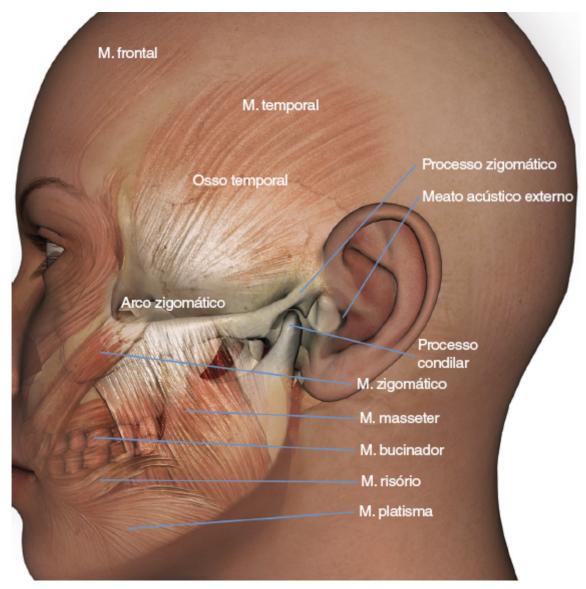



Figura 8.55 Vista sagital da ATM e suas relações.

Indicação comum

- Suspeita de alterações meniscais.

Equipamento

- Bobinas duplas de três polegadas/bobinas com múltiplos arranjos para articulação temporomandibular (ATM)
- Dispositivo para abertura de boca
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com as bobinas fixadas nas ATM. As articulações podem ser localizadas colocando-se os dedos logo anteriormente aos meatos acústicos externos e pedindo ao paciente para abrir e fechar a boca. As bobinas são colocadas o mais próximo possível, mas sem tocar a face, com o lado de recepção das bobinas no sentido do paciente. As duas articulações são examinadas ao mesmo tempo e o paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível das ATM (que é o centro das bobinas). Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilizar o paciente.

Antes do exame a função de abrir a boca é explicada ao paciente. O paciente treina a abertura do dispositivo antes do exame para diminuir o risco de movimento após o início do exame. A primeira aquisição com a boca fechada deve ser obtida sem o dispositivo na boca do paciente. Em alguns casos de luxação anterior, é possível que o menisco seja recapturado imediatamente ao se introduzir o dispositivo na boca do paciente. Quando pronto, deve-se pedir ao paciente para abrir a boca com o dispositivo até que sinta que a mandíbula está quase estalando. O operador pode orientar o paciente sobre o momento de fazê-lo por meio de intercomunicação. Se o dispositivo de abertura de boca não estiver disponível, podem ser utilizados vários dispositivos para manter a boca do paciente aberta em vários estágios, conforme desejado.

Protocolo sugerido

T1 SE/FSE axial (boca fechada) (Figura 8.56)

Inclua toda a cabeça de forma a garantir a posição correta das bobinas. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento horizontal. As duas ATM estão incluídas nesta imagem.

I 15 mm a S 15 mm

T1 sagital/oblíquo (boca fechada)

Cortes/espaçamentos finos ou intercalados são prescritos no nível de cada articulação. Os cortes formam ângulo, de modo que fiquem perpendiculares aos côndilos mandibulares (não deixe que fiquem excessivamente oblíquos).

T1 sagital/oblíqua (boca aberta)

Prescrição de corte como para boca fechada.

Sequências adicionais

T1 coronal/oblíqua

Como nas imagens sagitais/oblíquas, **exceto** que os cortes são prescritos perpendicularmente aos planos sagital/oblíquos, ou no plano coronal ortogonal no nível das articulações. A boca fica aberta ou fechada.

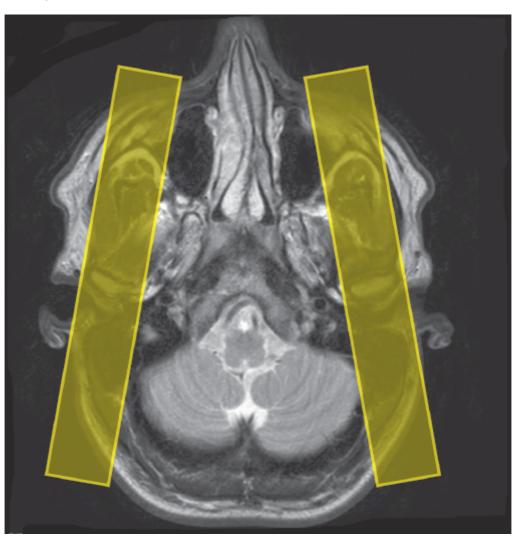



Figura 8.56 SE axial localizadora com ponderação em T1 no nível das articulações temporomandibulares (ATM) mostrando a inserção correta dos cortes sagital/oblíquo dos côndilos mandibulares.

FSE/SS-FSE/EPI sagital/oblíqua durante abertura e fechamento da boca

Para imagens dinâmicas da ATM.

T1 FSE/GRE incoerente (*spoiled*) 3D

Para cortes mais finos que as aquisições 2D e reformatação em outros planos.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR depende muito da qualidade das bobinas. A resolução espacial é importante porque as estruturas na articulação são pequenas, portanto, são necessários FOV pequeno, cortes finos intercalados e matrizes relativamente finas. Como o FOV é pequeno, frequentemente são necessários múltiplos NEX/NSA pequenos para manter a RSR adequada, portanto, os tempos de varredura podem ter vários minutos de duração. Um erro comum é conferir obliquidade excessiva aos cortes sagital/oblíquo. Assegure-se de que estejam perpendiculares aos côndilos mandibulares. As imagens dinâmicas das ATM podem ser úteis na avaliação de transtornos nos meniscos. Entretanto, a menos que seja utilizada uma sequência muito rápida, a resolução temporal pode ser insuficiente, com produção de um conjunto de imagens pseudodinâmicas, isto é, nas quais é adquirido um único corte em cada posição estática da abertura da boca com visualização das imagens em sequência no modo cine. Esse tipo de aquisição pode não revelar o movimento verdadeiro do disco durante a abertura da boca. Para evitar que isto ocorra, a resolução temporal precisa ser alta, sendo necessárias imagens em tempo real com sequências como EPI (ver tópico *Imagens dinâmicas* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Problemas com artefatos

A pulsação das artérias carótidas costuma interferir na imagem. Os pulsos de pré-saturação espacial colocados acima e abaixo do FOV são efetivos, mas algumas vezes surgem fantasmas. GMN também minimiza o artefato de fluxo, contudo, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, não é geralmente benéfica nas sequências com ponderação em T1. Visto que as imagens são oblíquas, o profissional que faz o exame não tem controle sobre os eixos de fase e frequência. Entretanto, se o sistema permitir o controle dos eixos, a colocação da fase de S para I é, provavelmente, a melhor opção porque retira grande parte do artefato oriundo da articulação. Como é utilizado um FOV pequeno, geralmente é necessário superamostragem.

Considerações do paciente

A cooperação do paciente durante o exame é importante. O paciente deve treinar o uso do dispositivo de abertura de boca antes do exame. O tecnólogo/técnico precisa explicar que a boca é aberta até que o paciente sinta que a mandíbula está quase estalando e, a seguir, relaxada de modo que a porção superior e inferior da mandíbula descanse sobre o abridor. Como o tempo de varredura costuma ser longo, a deglutição enquanto a boca estiver aberta pode causar artefato de movimento. É óbvio que o paciente precisa deglutir se isto for absolutamente necessário, mas deve ser desencorajado a fazê-lo, se possível. Outro problema comum é que o paciente frequentemente move a posição do localizador quando abre a boca. É aconselhável obter uma segunda imagem localizadora com a boca aberta para garantir a cobertura adequada do segundo grupo de imagens sagitais/oblíquas.

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é preciso disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste não é comum nesta área. Entretanto, a artrografia das articulações poderá ser útil no futuro. Injeta-se uma pequena quantidade de gadolínio na articulação, a seguir obtémse uma imagem sagital/oblíqua com ponderação em T1.

Imagens vasculares

Indicações comuns

- Avaliação das artérias carótidas, sobretudo na bifurcação
- Avaliação vascular intracraniana de aneurismas e infartos
- Malformação arteriovenosa (MAV)
- Oclusão de vasos intracranianos, incluindo trombose do seio sagital.

Equipamento

- Bobina de crânio em quadratura ou em arranjo de fase (imagens do cérebro)
- Bobina de pescoço anterior (imagens do pescoço)
- Coxins de espuma e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

Imagens do cérebro

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com a cabeça na bobina de crânio. A cabeça é ajustada de modo que a linha interpupilar fique paralela à mesa de exame e a cabeça reta. A luz de alinhamento longitudinal fica na linha média e a luz de alinhamento horizontal no nível do násio. Faixas e coxins de espuma são utilizados para imobilizar, o máximo possível, o paciente.

Imagens do pescoço

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame e a bobina de pescoço anterior é fixada de modo que a base do crânio até o arco aórtico sejam incluídas no volume da bobina. A luz de alinhamento longitudinal fica na linha média e a luz de alinhamento horizontal no nível do ângulo da mandíbula.

Protocolo sugerido

Imagens vasculares no cérebro (Figuras 8.57 a 8.59)

T1 SE sagital pode ser realizada como localizador. A seguir, podem ser realizadas imagens TOF 3D ou PC. As aquisições 3D permitem o aumento da RSR e cortes adjacentes muito finos, melhorando, desse modo, a resolução espacial. Dependendo da cobertura necessária, podem ser escolhidas localizações com 28 a 124 cortes finos. Na ARM-PC os três eixos são, em geral, codificados para fluxo. Devido à maior probabilidade de saturação do fluxo intraespessura da fatia com a ARM-TOF 3D, a ARM-PC costuma ser a sequência de escolha para imagem volumétrica da cabeça. Entretanto, a saturação do fluxo intraespessura da fatia na ARM-TOF 3D é melhorada com o uso de ângulos de inclinação em declive (ou variados), ou obtendo múltiplas fatias menores (multifatia). A ARM-TOF 2D é reservada para a visualização do fluxo venoso intracraniano ou dos pequenos vasos periféricos. Se um *software* para ARM não estiver disponível, sequências ultrarrápidas ou cine em T2* associadas à GMN são úteis, especialmente na visualização de trombose de seio sagital e aneurismas gigantes após embolização. Os pulsos de pré-saturação espacial, quando associados às sequências SE, produzem "sangue escuro" (*black blood*). A persistência do sinal em um vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão. GMN, quando associada às sequências GRE, produz sangue brilhante (*bright blood*). O achado de sinal nulo no vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão.

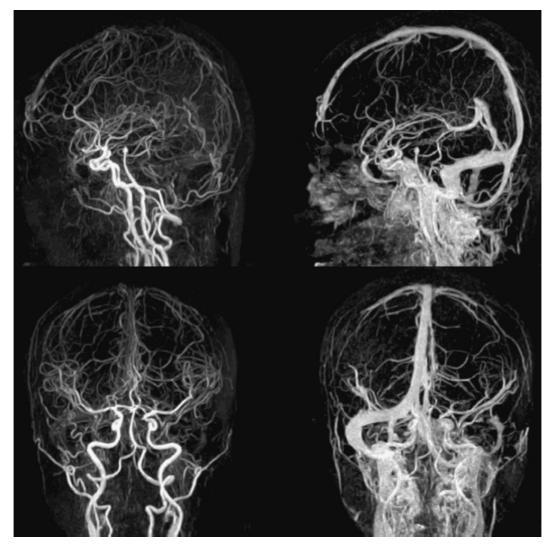



Figura 8.57 Imagens multifásicas contrastadas do cérebro.

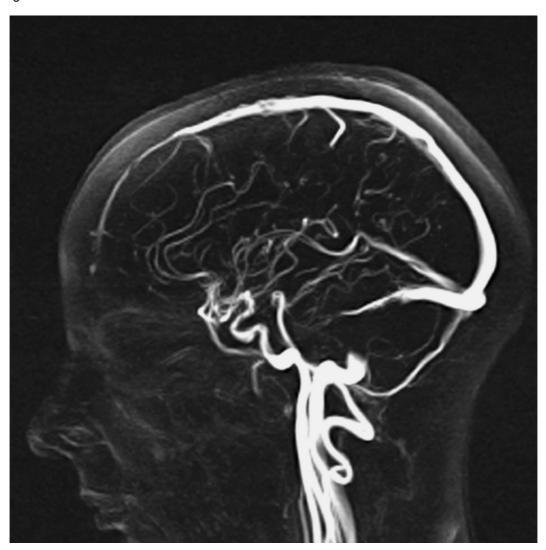



Figura 8.58 Venografia contrastada de fase do cérebro.

Figura 8.59 ARM contrastada, plano coronal, dos vasos do pescoço.

Imagens vasculares do pescoço

A sequência GRE coerente coronal pode ser realizada como localizador. ARM-TOF 2D axial utilizando cortes finos prescritos no nível da carótida e da bifurcação é necessária, seguida por ARM-TOF 3D para melhorar a resolução da bifurcação. Os pulsos de pré-saturação espacial devem ser introduzidos em S em relação ao FOV para saturar o fluxo venoso que entra na pilha de cortes desde a parte de cima. Se um *software* de ARM estiver disponível, os vasos carotídeos podem, às vezes, ser adequadamente visualizados com sequências T2* GRE coerente 3D convencionais associadas à GMN, embora a resolução não seja tão boa quando na ARM convencional. Além disso, os pulsos de pré-saturação espacial, quando associados às sequências SE, produzem "sangue escuro". A persistência do sinal no vaso pode indicar fluxo lento ou obstrução. GMN, quando associada às sequências GRE, produz sangue brilhante (*bright blood*). O achado de sinal nulo no vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão.

ARM contrastada das carótidas (Figura 8.59)

A ARM contrastada (ARMC) é normalmente usada para obter imagens do arco aórtico e das artérias vertebrais, carótidas e subclávias. Ao se usar um FOV maior (de aproximadamente 280 mm), podem-se obter imagens que abrangem desde o arco aórtico até o círculo de Willis. As imagens são geralmente obtidas usando-se um GRE incoerente (*spoiled*) 3D coronal rápido. Um meio de contraste à base de gadolínio é aplicado (dose baseada no peso padrão) em forma de *bolus* (1,5 a 2 mℓ/s) seguido de um *bolus* de solução salina (mínimo de 20 mℓ aplicados na mesma taxa do meio de contraste à base de gadolínio).

Ao se executar uma ARMC, é importante cronometrar a aquisição dos dados 3D para que a concentração máxima de gadolínio nos vasos de interesse coincida com a aquisição dos dados de baixa frequência (centro do espaço K). Para que isso ocorra, a técnica de *timing bolus* pode ser necessária antes do exame de ARMC. Técnicas adicionais também podem estar disponíveis para garantir uma cronologia adequada (SmartPrep, Care Bolus, Bolus Tracking, Fluoro Triggering, dependendo do fabricante). É importante destacar que essas técnicas de *timing* e *triggering* variam entre os fabricantes de sistemas de RM e podem não estar disponíveis em todos os sistemas.

Embora uma bomba injetora possa não ser necessária nesses estudos, seu uso pode aumentar consideravelmente a consistência no que se refere ao *bolus timing*. Apesar de normalmente não se usarem grandes volumes de meio de contraste

e taxas rápidas de injeção nos estudos de ARMC, é preciso ter cuidado para garantir um acesso IV adequado. Também é importante assegurar que não haja ar na seringa e/ou no cateter.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A qualidade das imagens de ARM depende de vários fatores. Primeiro, é importante o tipo de sequência utilizada. A maioria dos exames exige TOF e sequências PC 3D para visualização adequada de toda a vasculatura cerebral. ARM-TOF é benéfica quando o fluxo imageado flui perpendicular ao plano de corte. Portanto, deve ser reservado para o círculo arterial do cérebro (de Willis) e para os vasos intracranianos periféricos. ARM-TOF 3D pode resultar em perda de sinal dos núcleos, tornando-se saturada na pilha de cortes, e é útil principalmente no fluxo arterial mais rápido, a menos que estejam disponíveis ângulos de inclinação em declive.

Os pulsos de pré-saturação espacial são cuidadosamente introduzidos, de modo que saturem o fluxo indesejável. O uso de GMN e MT nas sequências ARM-TOF melhora o contraste da imagem ao aumentar o sinal nos vasos (GMN) e suprimir o sinal de fundo (MT) (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Os tempos de varredura são prolongados, especialmente na ARM-PC, na qual este tempo depende (entre outras coisas) do uso de muitos eixos de codificação de fluxo. A qualidade da imagem também depende do estabelecimento preciso do eixo de codificação de fluxo e das VENC. As imagens 2D rápidas adquiridas antes da aquisição em 3D frequentemente ajudam a determinar a direção e a velocidade do fluxo.

Problemas com artefatos

Em ARM-TOF o sinal proveniente dos componentes gordurosos da órbita e do couro cabeludo não é, em geral, saturado adequadamente, portanto, interfere na imagem. Isto ocorre devido ao curto tempo de recuperação desses tecidos. A supressão de tecido, com frequência, reduz com sucesso este sinal indesejado, mas em alguns sistemas também pode saturar os vasos. Por outro lado, o uso de TE quando os sinais de gordura e de água estão fora de fase entre si e a aplicação de MT, em geral, suprime adequadamente o sinal de fundo. O artefato de movimento é, às vezes, problemático, sobretudo na ARM-PC 3D, porque seus tempos de aquisição são muito longos e qualquer movimento dos núcleos em fluxo nos vasos produz um sinal.

Considerações do paciente

Alguns desses pacientes podem estar incapacitados pela doença, especialmente se esta envolver tumores, MAV ou AVC. É necessário explicar minuciosamente o exame e sua duração aproximada. Nas imagens do cérebro a claustrofobia é, às vezes, problemática devido à natureza confinante da bobina de crânio. Assegure-se de que exista um espelho ajustado à bobina e que o paciente tenha recebido uma campainha de alarme.

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário disponibilizar tampões de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Devido ao contraste intrínseco entre os vasos e o tecido de fundo, esses exames geralmente não exigem o uso de contraste intravenoso. Entretanto, o uso de contraste aumenta a visibilidade do vaso porque encurta o T1 do sangue, aumenta o sinal do vaso e melhora o contraste da imagem nas sequências ARM-TOF (Figuras 8.57 e 8.59).

Pontos-chave

- T2-FLAIR: lesões realçadas por gadolínio se mostrarão hiperintensas. Isso pode ser extremamente útil para demonstrar realce meníngeo. Além disso, tanto a lesão realçada quanto o edema serão bem demonstrados
- Sequências IR com ponderação em T1 proporcionam excelente contraste C/B, particularmente em pacientes pediátricos e em todos os paciente em imagem de 3T
- Sequências GRE incoerentes (*spoiled*) podem proporcionar um excelente contraste C/B, bem como artefatos de fluxo bastante reduzidos, devido ao TE muito curto
- Técnicas de redução de movimento (como PROPELLER e BLADE) são muito úteis, especialmente quando se examinam pacientes que não conseguem permanecer imóveis por muito tempo

- As aquisições 3D (ou volumétricas) são úteis quando se necessita de cortes muito finos e contíguos (como quando se examina o meato acústico interno). Quando adquiridos de modo isotrópico, os dados de imagem podem estar retrospectivamente em múltiplos planos
- Artefatos metálicos, provenientes de procedimentos dentários, podem ser reduzidos aumentando a largura da banda de recepção, diminuindo a espessura do corte e evitando sequências GRE quando possível.

Coluna Vertebral

Coluna cervical
Coluna torácica
Coluna lombar
Imagem panorâmica da coluna vertebral

Quadro 9.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados se referem aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Coluna cervical

Anatomia básica (Figuras 9.1 e 9.2)

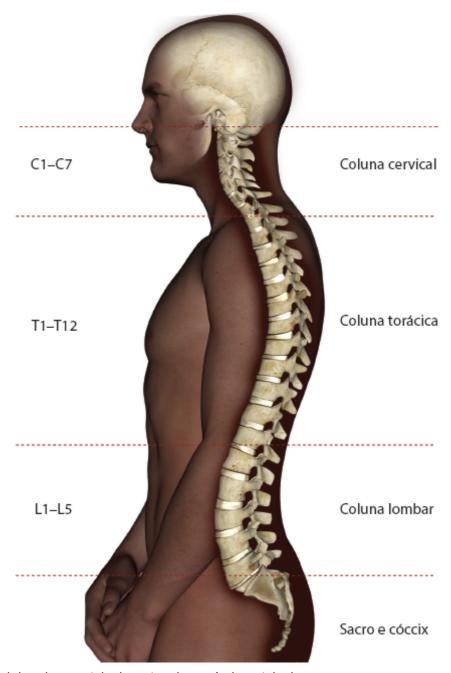



Figura 9.1 Corte sagital da coluna vertebral mostrando os níveis vertebrais.

Indicações comuns

- Mielopatia cervical
- Radiculopatia cervical
- Traumatismo ou compressão da medula cervical
- Avaliação da magnitude do tumor ou da infecção espinal
- Diagnóstico de malformação de Chiari e siringomielia cervical (É necessário determinar a extensão total da siringomielia. Pode ser necessário obter imagem panorâmica da coluna vertebral)
- Placas de EM na medula espinal.

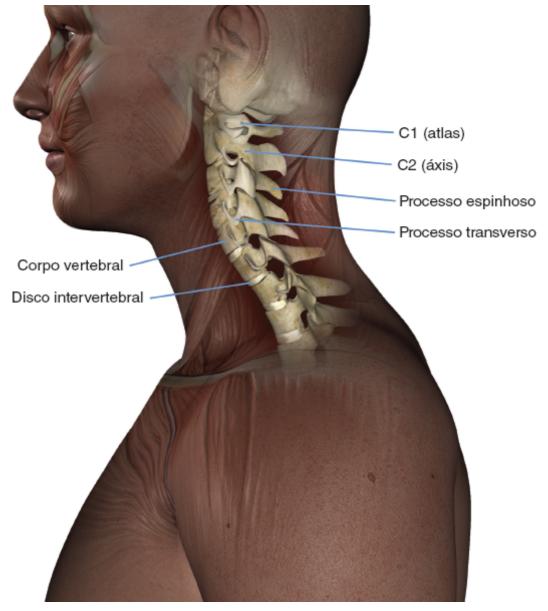



Figura 9.2 Os componentes da coluna cervical e da medula espinal.

Equipamento

- Bobina para a região cervical posterior do pescoço/bobina volumétrica de pescoço/bobina de coluna em arranjo de fase
- Coxins e faixas para imobilização
- Derivações de sincronização periférica se necessário
- Tampões e fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com a bobina de pescoço sob ou ao redor da região cervical. As bobinas são, com frequência, moldadas para se ajustarem à parte posterior da cabeça e do pescoço, de modo que o paciente fique automaticamente centrado na mesma. Se for utilizada uma bobina plana, a colocação de coxins de apoio sob os ombros retifica a curvatura da coluna cervical, de modo que esta fica mais próxima da bobina. A bobina deve se estender desde a base do crânio até as articulações esternoclaviculares, a fim de incluir toda a região cervical da coluna vertebral.

O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do osso hioide (o osso hioide geralmente pode ser sentido acima da cartilagem tireóidea/pomo de Adão). A cabeça do paciente é imobilizada com coxins de espuma e faixas de retenção. Se necessário, são conectadas derivações de sincronização periférica.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1 sagital/coronal ou GRE coerente T2*

Atua como localizador se não houver localizadores triplanares disponíveis. Podem ser utilizados planos coronal ou sagital.

Localizador coronal. São prescritos cortes/espaçamentos médios em relação à luz de alinhamento vertical, desde o aspecto posterior dos processos espinhosos até a margem anterior dos corpos vertebrais. Esta imagem inclui desde a base do crânio até a segunda vértebra torácica.

P 20 mm a A 30 mm

Localizador sagital. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde a margem lateral esquerda até a direita dos corpos vertebrais. Esta imagem inclui desde a base do crânio até a segunda vértebra torácica.

E 7 mm a D 7 mm

SE/FSE T1 sagital (Figura 9.3)

São prescritos cortes/espaçamentos finos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde a margem lateral esquerda até a direita dos corpos vertebrais (a menos que as áreas paravertebrais sejam necessárias). Esta imagem inclui desde a base do crânio até a segunda vértebra torácica.

E 22 mm a D 22 mm

SE/FSE T2 sagital ou GRE coerente T2* (Figura 9.4)

Prescrição de corte como para T1 sagital.

SE/FSE T1/T2 axial/oblíqua ou GRE coerente T2* (Figura 9.5)

Os cortes/espaçamentos finos formam ângulos, de modo a ficarem paralelos ao espaço do disco ou perpendiculares à lesão que está sendo examinada (Figuras 9.6 e 9.7). Na doença de disco, em geral, são suficientes três ou quatro cortes por nível. No caso de lesões maiores, como tumor ou siringomielia, podem ser necessários cortes mais espessos abrangendo a lesão e uma pequena área acima e abaixo da mesma.

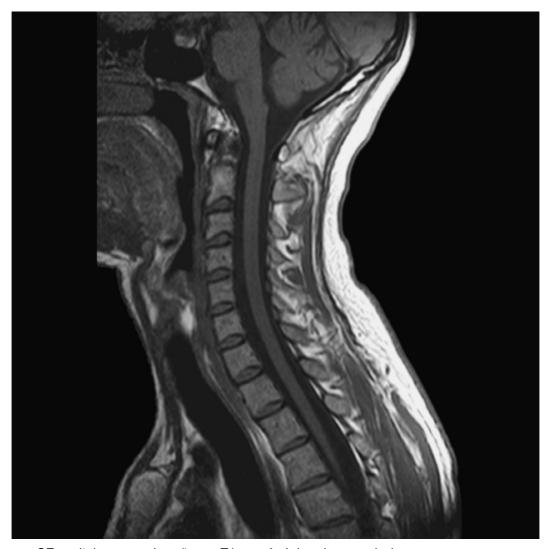



Figura 9.3 Imagem SE sagital com ponderação em T1, no nível da coluna cervical.

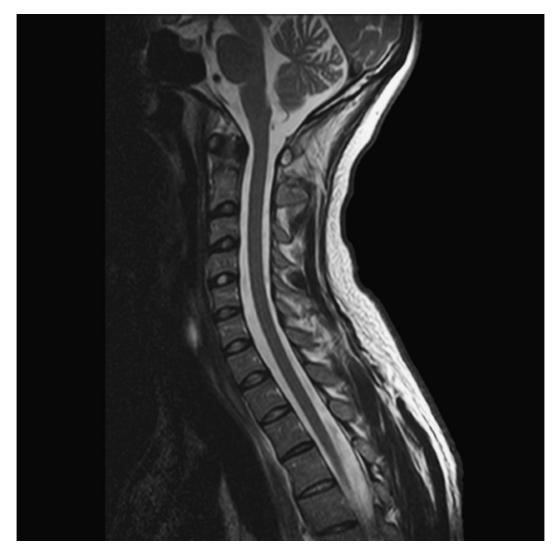



Figura 9.4 Imagem FSE sagital com ponderação em T2, no nível da coluna cervical.

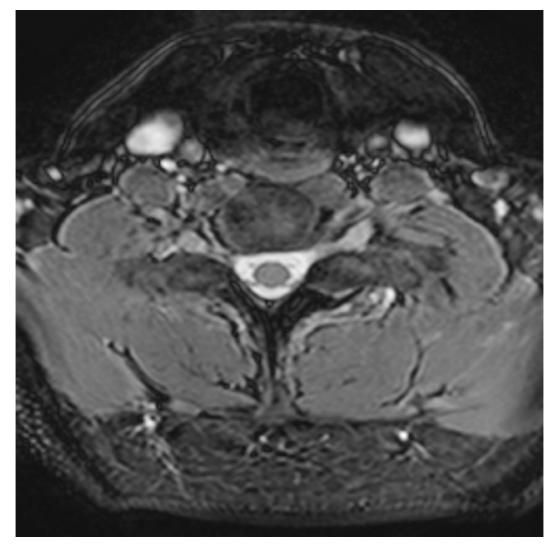



Figura 9.5 Imagem GRE coerente axial/oblíqua com ponderação em T2*, no nível da medula cervical.

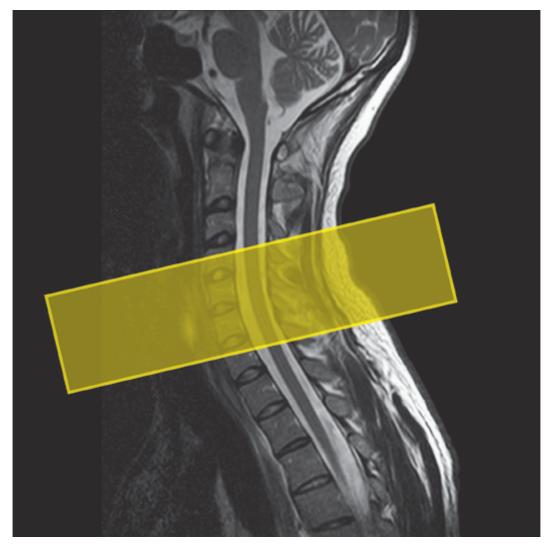



Figura 9.6 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 mostrando os limites de prescrição de corte e a orientação para imagem axial da medula cervical.

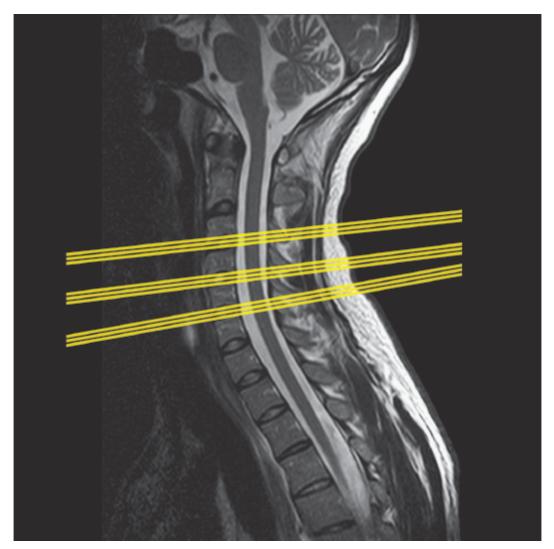



Figura 9.7 Imagem GRE coerente sagital com ponderação em T2* mostrando posições de cortes axiais/oblíquos paralelas a cada espaço de disco.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 sagital/axial/oblíqua

Prescrição de corte como para T2* axial/oblíqua contrastada para tumores.

SE/FSE T2 sagital ou STIR

Prescrição de corte como para T2* sagital. Uma alternativa para T2* GRE coerente. Uma STIR sagital pode ser útil em caso de traumatismo para exibir lesões musculares. As sequências STIR geralmente são muito melhores do que as sequências FSE T2 para visualizar fraturas e/ou lesões na vértebra. Além disso, placas de EM são quase sempre mais bem visualizadas em uma sequência STIR sagital do que em uma sequência FSE com ponderação em T2.

GRE coerente/incoerente (*spoiled*) T2*/T1 3D

São prescritos cortes finos e um número pequeno ou médio de localizações de corte através da área de interesse. Se for desejada ponderação em DP ou em T2*, então, é utilizada uma sequência coerente ou de equilíbrio dinâmico. Se for desejada ponderação em T1 é necessária uma sequência incoerente (*spoiled*). Essas sequências podem ser adquiridas em qualquer plano, mas se for desejada reformatação, é preciso adquirir dados isotrópicos.

SE/FSE T1 sagital ou GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1/DP

Prescrição de corte como para T1, T2 e T2* sagital, **exceto** pelo pescoço em flexão e extensão para correlacionar a relevância potencial das alterações espondilóticas com os sinais e sintomas.

Gradiente eco equilibrado (BGRE) 3D (Figura 9.8)

As características de contraste de uma sequência BGRE fornecem sinal alto desde o líquido cefalorraquidiano (razão T2/T1 alta) produzindo, portanto, imagens com contraste alto entre o LCR e as raízes neurais. É importante lembrar que, como

essas imagens não apresentam ponderação em T2, e sim ponderação para a razão T1/T2, spins com uma alta razão T1/T2 aparecem com brilho (sangue e liquor). Lesões sutis, como placas de EM, podem não ser visualizadas. Dessa forma, essas imagens são tipicamente utilizadas quando se examina um paciente para radiculopatia (doença de disco) em vez de para mielopatia (lesões medulares).

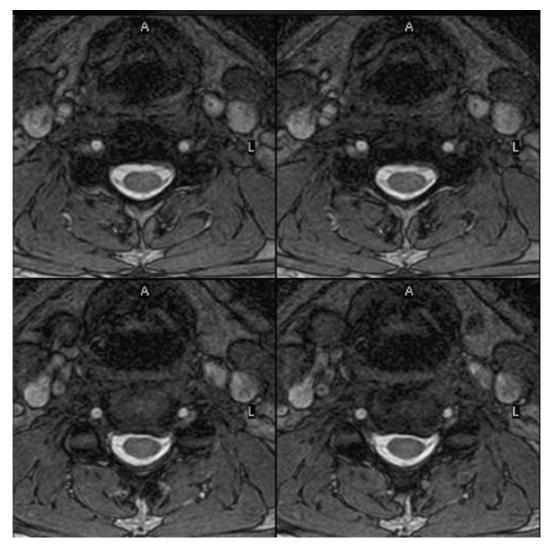



Figura 9.8 GRE axial equilibrado no nível da coluna cervical.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR nesta região depende principalmente da qualidade da bobina. As bobinas de pescoço posteriores fornecem sinal adequado para a coluna vertebral e para a medula, mas o sinal geralmente apresenta queda na parte anterior do pescoço, de modo que não são recomendadas para obter imagens de estruturas como a tireoide ou a laringe. Além disso, a espessura da superfície posterior da pele pode ser problemática nas imagens T1 sagitais, nas quais o grande coxim de gordura localizado na parte posterior do pescoço retorna sinal alto. As bobinas volumétricas produzem distribuição igual de sinal, mas a RSR na medula é, às vezes, reduzida, em comparação com a bobina de pescoço posterior. As bobinas de arranjo de fase comumente produzem RSR ideal, e é possível utilizar FOV grande para incluir a coluna torácica. Esta estratégia é importante quando a patologia se estende desde as áreas cervicais até as áreas torácicas da medula, por exemplo, siringomielia.

A resolução espacial também é importante, especialmente nas imagens axiais/oblíquas, porque a visualização das raízes neurais na região cervical é notoriamente difícil. São utilizados cortes finos com espaçamento pequeno e matrizes relativamente finas para manter a resolução espacial. O ideal é que seja utilizada imagem 3D porque esta permite o uso de cortes muito finos sem espaçamento e o volume pode ser visualizado em qualquer plano (ver tópico *Imagem volumétrica* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*). NEX/NSA múltiplos também são aconselháveis se a RSR intrínseca for insatisfatória. Portanto, a menos que seja utilizado FSE, a varredura frequentemente demora vários minutos.

Felizmente, FOV retangular/assimétrico é utilizado de forma muito efetiva nas imagens sagitais porque a região cervical da coluna vertebral se adapta ao retângulo com seu eixo longitudinal avançando de S para I. Isto facilita a aquisição de

matrizes finas nas imagens com tempos de varredura curtos. Com FOV reduzido na direção de fase, *aliasing* pode ser um problema. Nas imagens sagitais esse artefato se origina desde o queixo e a porção posterior da cabeça envolvendo o FOV. O aumento do tamanho do FOV total ou a utilização de superposição (se disponível) pode eliminar ou reduzir esse artefato. Além disso, é efetiva a introdução de pulsos de pré-saturação espacial ao FOV para eliminar o sinal proveniente dessas estruturas (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Os múltiplos pulsos de RF de 180° utilizados nas sequências FSE prolongam o tempo de decaimento em T2 da gordura, de modo que a intensidade do sinal da gordura nas imagens FSE com ponderação em T2 é mais alta que no spin eco convencional. Este procedimento às vezes dificulta a detecção de anormalidades na medula. Por conseguinte, deve-se utilizar uma sequência STIR para obter imagens dos corpos vertebrais à procura de doença metastática (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Problemas com artefatos

Os artefatos são muito comuns na área cervical. Não é apenas o *aliasing* proveniente de outras estruturas fora do FOV que obscurece a imagem, mas o movimento pulsátil periódico do líquido cefalorraquidiano no canal espinal produz fantasma de fase. A velocidade do fluxo é, em geral, bem rápida na região cervical e, portanto, as medidas convencionais de redução de fluxo, como pré-saturação espacial e GMN, são menos efetivas que na região lombar, onde o fluxo de líquido cefalorraquidiano é mais lento. Nas imagens com ponderação em T1, em geral, é suficiente a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV. Entretanto, nas imagens com ponderação em T2, o artefato de fluxo causa menos problemas. Além disso, a escolha da direção de fase S–I junto com superposição também pode reduzir o artefato de fluxo liquórico na imagem sagital, e, nesse caso, os pulsos de pré-saturação espacial não são necessários.

Em geral, as sequências FSE com ponderação em T2, quando obtidas no plano axial, não fornecem um sinal consistentemente alto do líquido cefalorraquidiano em todos os cortes, principalmente devido à perda de sinal baseado no fluxo. Além disso, essas sequências não costumam fornecer um ótimo contraste C/B na medula, resultando em visualização ruim das lesões na medula espinal (como placas de EM). Essas sequências também são menos sensíveis quanto à detecção de esporões ósseos e osteófitos. Por tais razões, muitas vezes se utilizam as sequências T2* GRE.

Nas sequências T2* GRE, GMN pode ser utilizada, pois não aumenta apenas o sinal proveniente do líquido cefalorraquidiano, mas também reduz o artefato do LCR que flui para baixo no canal no corte da imagem. Além disso, GRE balanceado diminui o artefato de fluxo devido ao uso de gradientes de balanceamento (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Esta sequência rápida também atua bem nas imagens 3D porque é possível adquirir grande volume com tempo de varredura curto. Entretanto, a visibilidade das raízes neurais na saída dos forames pode diminuir quando se utiliza a sequência GRE devido aos efeitos da suscetibilidade magnética. A sincronização periférica diminui o artefato ainda mais, contudo, como o tempo de varredura depende da frequência cardíaca do paciente, o exame algumas vezes é demorado. O uso da sincronização periférica é, portanto, mais bem reservado para os casos de artefato de fluxo grave que não pode ser reduzido a níveis toleráveis com outras medidas.

NEX/NSA múltiplo reduz o artefato de média de sinal, mas resulta em aumento no tempo de varredura. Não obstante, seu uso frequentemente é necessário, em especial quando a RSR é insatisfatória e o artefato de fluxo é grave. A deglutição durante a aquisição de dados é uma fonte comum de artefato. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial na garganta elimina muito esse efeito, mas é preciso cautela para não anular o sinal da anatomia importante. Outro problema na região cervical é o artefato de truncamento (*truncation* ou artefato de Gibbs), que produz uma linha fina de sinal baixo na medula e simula siringomielia. O artefato de truncamento (*truncation*) é reduzido com o uso de matriz de fase mais elevada (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Considerações do paciente

Alguns pacientes têm dificuldade em posicionar o pescoço na bobina de pescoço posterior, sobretudo nos casos de deformidade fixa. É importante que o pescoço fique o mais próximo possível da bobina para atingir RSR máxima. A colocação de coxins debaixo dos ombros do paciente retifica a coluna e, portanto, posiciona a porção posterior do pescoço mais próximo da bobina. Os pacientes com traumatismo raquimedular, compressão medular ou tumores frequentemente apresentam incapacidade grave. A segurança magnética de todos os dispositivos de estabilização deve ser estabelecida antes do exame. É preciso muita cautela quando se transferem os pacientes para a mesa de exame, e eles devem ser movidos o mínimo possível. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é preciso fornecer tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste não é utilizado de forma rotineira para doença de disco. Entretanto, nos casos de disseminação leptomeníngea de determinados tumores, como o meduloblastoma, o uso de contraste é útil. Outras lesões medulares, como ependimomas e pinealoblastomas, também realçam bem com contraste, assim como processos infecciosos e placas de EM ativa. Os tumores ósseos, especialmente aqueles que retornam sinal baixo nas imagens com ponderação em T1, são realçados com contraste, mas isso frequentemente aumenta sua intensidade de sinal, de modo que se tornam isointensos em relação às vértebras circundantes. Nessas circunstâncias, deve ser utilizada supressão de tecido para reduzir o sinal proveniente da medula gordurosa nos corpos vertebrais. As sequências de inversão da recuperação que suprimem gordura (STIR) não devem ser utilizadas junto com contraste, porque seus pulsos invertidos podem anular o sinal do tumor que, devido ao contraste, agora apresenta tempo de recuperação em T1 semelhante ao da gordura. Em geral, sequências GRE incoerente (*spoiled*) com TE muito curto podem ser usadas para adquirir imagens axiais com ponderação em T1 pós-contraste, uma vez que são muito menos propensas a artefatos de fluxo. Caso não se use saturação de gordura, será preciso cuidado para assegurar que o menor TE dentro de fase seja selecionado.

Coluna torácica

Indicações comuns

- Doença de disco torácico
- Compressão da medula torácica
- Visualização de placa de EM na medula torácica
- Tumor de medula torácica
- Visualização da extensão inferior de uma siringe cervical.

Equipamento

- Bobina de coluna posterior/bobina de coluna em arranjo de fase
- Derivações de sincronização periférica, se necessário
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal com a bobina de coluna se estendendo desde a parte superior dos ombros até a margem costal inferior para garantir a cobertura completa da região torácica da coluna vertebral e do cone medular. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do centro da bobina, que corresponde aproximadamente ao nível da quarta vértebra torácica. Se necessário, são conectadas derivações de sincronização periférica.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1 sagital/coronal ou GRE coerente T2*

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível. Podem ser utilizados os planos coronal ou sagital.

Localizador coronal. São prescritos cortes/espaçamentos médios em relação à luz de alinhamento vertical, desde o aspecto posterior dos processos espinhosos até a margem anterior dos corpos vertebrais. Esta imagem mostra a área desde a sétima vértebra cervical até o cone medular.

P 40 mm a A 30 mm

Localizador sagital. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde as margens laterais esquerdas até as direitas dos corpos vertebrais. A área desde a sétima vértebra cervical até o cone medular está incluída nesta imagem.

E 7 mm a D 7 mm

SE/FSE T1 sagital (Figura 9.9)

São prescritos cortes/espaçamentos finos em ambos os lados da luz de alinhamento longitudinal, desde as margens laterais esquerdas até as direitas dos corpos vertebrais (a menos que seja necessário incluir as regiões paravertebrais). A área desde a sétima vértebra cervical até o cone medular é incluída na imagem.

E 22 mm a D 22 mm

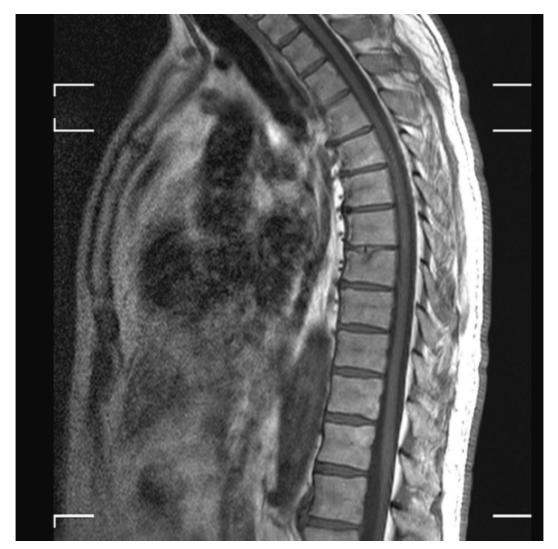



Figura 9.9 Imagem FSE sagital com ponderação em T1 da linha média da coluna torácica.

SE/FSE T2 sagital ou GRE coerente T2* (Figura 9.10)

Prescrição de corte como para T1 sagital.

SE/FSE T1 axial/oblíqua ou gradiente eco coerente T2* (Figura 9.11)

Os cortes/espaçamentos finos são angulados de forma que fiquem paralelos ao espaço de disco ou perpendiculares à lesão que está sendo examinada (Figura 9.12). Na doença de disco geralmente são suficientes três ou quatro cortes por nível. Nas lesões maiores, como tumor ou siringomielia, são necessários cortes mais espessos cobrindo a lesão e uma pequena área acima e abaixo da mesma.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 sagital/axial/oblíqua +/– contraste

Na avaliação do cone e de outras lesões medulares.

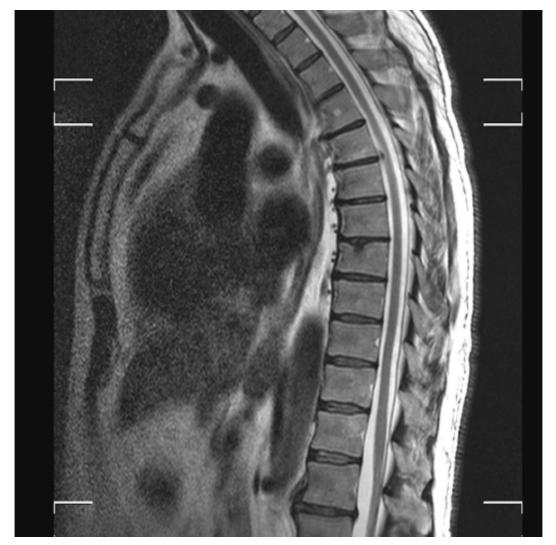



Figura 9.10 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da linha média, no nível da medula torácica.

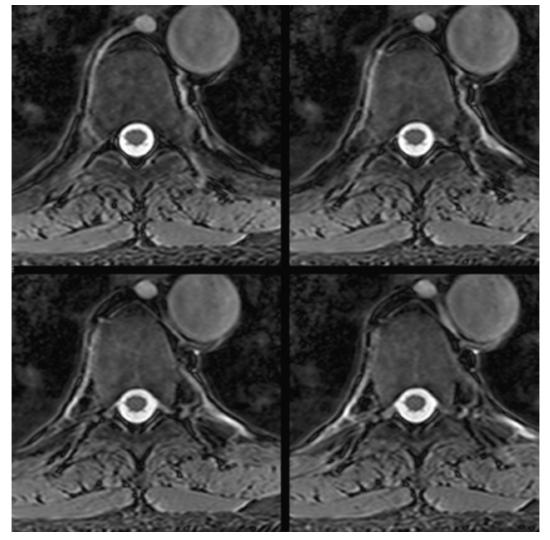



Figura 9.11 Imagens FSE axiais/oblíquas com ponderação em T2, no nível da medula torácica.

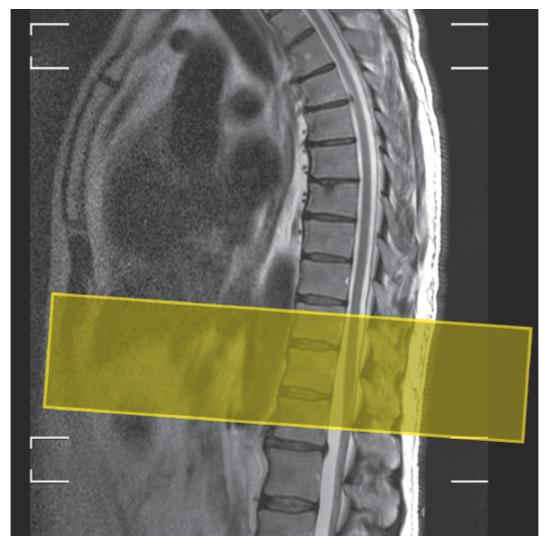



Figura 9.12 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da linha média, no nível da coluna torácica, mostrando os limites da prescrição de corte e a orientação para imagem axial do cone.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR nesta região depende principalmente da qualidade da bobina. O brilho da superfície posterior da pele pode causar problemas, sobretudo na imagem T1 sagital, na qual os tecidos adiposos posteriores à coluna torácica retornam sinal alto. Além disso, ocorre queda do sinal originado na parte anterior do tórax devido a sua distância da bobina situada posteriormente. Por este motivo, a bobina de coluna posterior não é utilizada para obter imagens do tórax, a menos que o paciente seja uma criança muito pequena. As bobinas em arranjo de fase são úteis para obter imagens da medula cervical e torácica completa, mantendo RSR e resolução ideais.

A resolução espacial é importante especialmente nas imagens axiais/oblíquas, porque é difícil visualizar as raízes neurais na região torácica. Cortes finos com espaçamento pequeno e matrizes relativamente finas são utilizados para manter a resolução espacial. NEX/NSA múltiplos também são aconselháveis se a RSR intrínseca for insatisfatória. Portanto, a menos que seja utilizado FSE, o tempo de varredura geralmente é de vários minutos.

Felizmente, o FOV retangular/assimétrico é utilizado de forma muito efetiva nas imagens sagitais porque a região torácica da coluna vertebral se enquadra no retângulo com seu eixo longitudinal avançando de S para I. Este procedimento facilita a aquisição de matrizes finas com tempo de varredura curto. Com FOV reduzido na direção de fase, *aliasing* pode ser um problema. Na imagem sagital este artefato se origina da dobradura do tórax anterior no FOV. O aumento do FOV total ou a utilização de superposição (se disponível) pode eliminar ou reduzir este artefato. Além disso, é eficaz a introdução de pulsos de pré-saturação espacial no FOV (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*). Na prática, é utilizado um FOV relativamente grande para obter imagens da coluna torácica e ocorre perda de sinal na parte anterior do tórax; *aliasing* não é, em geral, problemático.

Os múltiplos pulsos de RF de 180° usados nas sequências podem prolongar o tempo de decaimento em T2 da gordura, de modo que a intensidade do sinal da gordura nas imagens FSE com ponderação em T2 é mais alta que na spin eco

convencional. Isto, às vezes, dificulta a detecção de anormalidades medulares. Portanto, deve ser utilizada sequência STIR na obtenção de imagens dos corpos vertebrais.

Problemas com artefatos

O fluxo das pulsações liquóricas comumente causa intenso fantasma de fase na região torácica, embora a velocidade do fluxo seja, com frequência, menor que na área cervical. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV é necessária para reduzir esses problemas relacionados ao fluxo. GMN também minimiza o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal oriundo do líquido cefalorraquidiano e o TE mínimo disponível, em geral, é reservada para as sequências com ponderação em T2 e em T2*. FSE é comumente utilizada nesta área porque a redução associada no tempo de varredura permite o uso de matrizes muito finas. Entretanto, esta sequência frequentemente mostra aumento do artefato de fluxo em comparação às sequências SE e GRE. Portanto, se o artefato de fluxo também causar problemas, SE e GRE podem ser substituídos.

Fantasma de fase do movimento cardíaco e respiratório é a principal fonte de artefato na região torácica. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial no FOV sob campos pulmonares e cardíacos é muito eficaz para a redução deste artefato. A sincronização periférica diminui o artefato ainda mais; porém, como o tempo de varredura depende da frequência cardíaca do paciente, às vezes, é mais demorado. O uso de sincronização periférica é, portanto, mais bem reservado para os casos de artefato de fluxo intenso que não pode ser reduzido a um nível tolerável por outras medidas.

Nas imagens sagitais a mudança do eixo de fase de modo que avance de S para I em vez de A para P remove o artefato da medula. Entretanto, se houver cifose significativa, o artefato ainda pode obscurecer as regiões cervical e lombar. Além disso, se for utilizado FOV retangular/assimétrico, a mudança do eixo de fase coloca o eixo longitudinal do retângulo em situação horizontal e anula seus benefícios. Nos sistemas mais novos é possível utilizar pulsos de pré-saturação espacial curvos, possibilitando a colocação acurada das bandas na aorta torácica.

Devido à implementação de FOV pequeno nas imagens axiais/oblíquas, é comum a ocorrência de *aliasing* e, portanto, é necessário superposição. Além disso, o artefato de fase decorrente do movimento das paredes laterais do tórax durante a respiração e alguma pulsação dos vasos frequentemente interfere nas imagens. A introdução cuidadosa de pulsos de pré-saturação espacial em A, D e E do FOV é, em geral, eficaz para a redução deste fenômeno. CR raramente é necessária na coluna torácica porque a bobina de coluna situada posteriormente causa queda de sinal proveniente da parede torácica anterior e, portanto, o artefato respiratório é, em geral, menos problemático do que quando se obtém a imagem de todo o tórax na bobina corporal (*body coil*). Entretanto, se o movimento do diafragma for mais significativo representando um problema particular, o uso da CR pode ser considerado.

Considerações do paciente

Os pacientes que sofreram traumatismo raquimedular podem apresentar incapacidade grave e dor intensa. É óbvio que, nessas circunstâncias, o exame deve ser realizado o mais rapidamente possível. Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências é preciso disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste não é empregado rotineiramente na doença discal. Entretanto, nos casos de disseminação leptomeníngea de determinados tumores, como meduloblastoma, o seu uso é de grande valia. Outras lesões raquimedulares, como ependimomas e pinealoblastomas, também são bem realçadas com contraste, bem como os processos infecciosos e as placas de EM ativa. Os tumores ósseos, especialmente aqueles com sinal baixo nas imagens com ponderação em T1, são realçados com o contraste, mas frequentemente isto aumenta a intensidade do sinal, de modo que se tornam isointensos em relação às vértebras circundantes. Nessas circunstâncias, deve ser utilizada a supressão de tecido ou alguma técnica de saturação/supressão de gordura com base na frequência, como a técnica Dixon, que pode ser implementada para reduzir o sinal proveniente da medula gordurosa nos corpos vertebrais. STIR não deve ser utilizada junto com contraste, porque a inversão de pulso pode anular o sinal proveniente do tumor que, em consequência do realce do contraste, passa a apresentar tempo de recuperação em T1 semelhante ao da gordura.

Coluna lombar

Indicações comuns

- Prolapso de disco com compressão raquimedular ou de raízes neurais
- Disrafismo espinal (para avaliar a terminação da medula, siringomielia, diastematomielia)
- Discite
- Avaliação do cone nos pacientes com sintomas adequados
- Persistência do quadro após cirurgia
- Aracnoidite.

Equipamento

- Bobina de coluna posterior/bobina de coluna em arranjo de fase
- Coxins de espuma para elevar os joelhos
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os joelhos elevados por um coxim de espuma, para maior conforto e para alinhar a coluna lombar. Dessa forma, a coluna vertebral fica mais próxima da bobina. A bobina deve se estender desde o apêndice xifoide até a parte inferior do sacro para cobertura adequada da região lombar. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média, e a luz de alinhamento horizontal fique logo abaixo da margem inferior do gradil costal, que corresponde à terceira vértebra lombar. Dependendo da configuração particular da bobina, o paciente pode ser posicionado de modo a começar pela cabeça ou pelos pés. Caso o paciente sofra de ansiedade ou claustrofobia, pode ser mais tolerável começar pelos pés, quando e se possível.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1 sagital/coronal ou GRE coerente T2*

Atua como marcador se a localização triplanar não estiver disponível. Pode ser utilizado o plano coronal ou sagital.

Localizador coronal. São prescritos cortes/espaçamentos médios em relação à luz de alinhamento vertical, desde o aspecto posterior dos processos espinhosos até a margem anterior dos corpos vertebrais. Esta imagem inclui a área desde o cone até o sacro.

P 20 mm a A 30 mm

Localizador sagital. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde a margem lateral esquerda até a direita dos corpos vertebrais. Esta imagem inclui a área desde o cone até o sacro.

E 7 mm a D 7 mm

SE/FSE T1 sagital (Figura 9.13)

São prescritos cortes/espaçamentos finos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde a margem lateral esquerda até a direita dos corpos vertebrais (a menos que seja necessária a região paravertebral). Nesta imagem está incluída a área desde o cone até o sacro.

E 22 mm a D 22 mm

SE/FSE T2 sagital ou GRE coerente T2* (Figura 9.14)

Prescrição de corte como para T1 sagital.

SE/FSE T1/T2 axial/oblíqua ou GRE coerente T2* (Figura 9.15)

Cortes/espaçamentos finos são angulados de modo que fiquem paralelos a cada espaço de disco e se estendam desde a lâmina abaixo até a lâmina acima do disco. Os três discos lombares inferiores são comumente incluídos (Figura 9.16).

Figura 9.13 Imagem FSE sagital com ponderação em T1 da linha média, no nível da coluna lombar, mostrando aspectos normais.

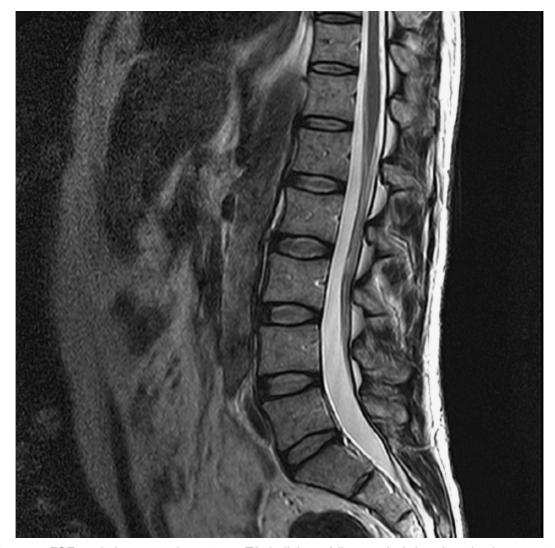



Figura 9.14 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da linha média, no nível da coluna lombar, mostrando aspectos normais.

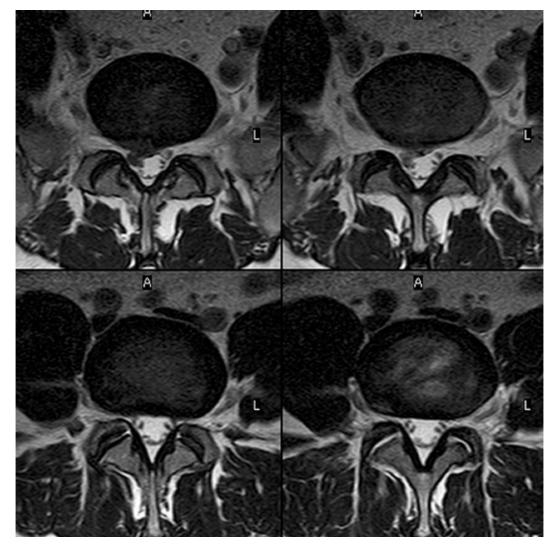



Figura 9.15 Imagem FSE axial/oblíqua com ponderação em T2 da coluna lombar.

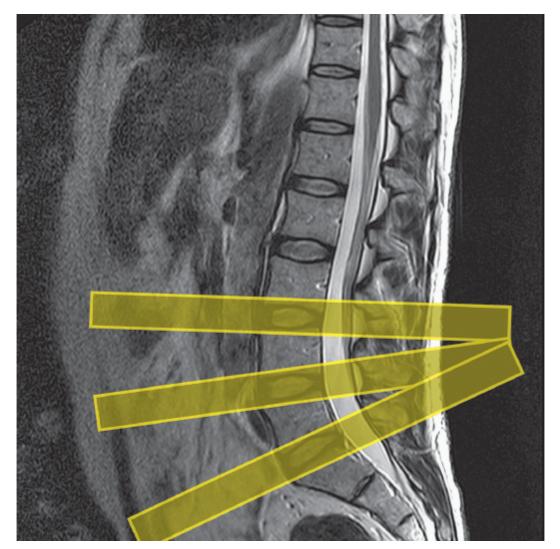



Figura 9.16 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da linha média, mostrando os limites de prescrição de corte e a orientação para imagem axial/oblíqua dos discos lombares.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 axial/oblíqua ou sagital

Com contraste para determinar se existe prolapso de disco intervertebral ou tecido cicatricial na avaliação da persistência do quadro após cirurgia e para alguns tumores. Sem contraste quando a suspeita for disrafismo espinal. A supressão de tecido é benéfica para diferenciar entre gordura e doenças que captam contraste.

SE/FSE T1 coronal

Para compressão raquimedular ou como incidência alternativa do cone quando os cortes sagitais não são conclusivos.

FSE T2 axial/oblíqua

Para aracnoidite. Como a axial/oblíqua, **exceto** pela prescrição de um corte através e paralelamente a cada espaço discal desde o sacro até o cone (Figura 9.17).

STIR

Embora as sequências FSE forneçam excelentes imagens com ponderação em T2 da coluna, a intensidade do sinal oriundo da gordura normal na medula óssea dos corpos vertebrais é, em geral, alta, mesmo com TE mais longos. Por este motivo, a doença da medula óssea, como tumores ou fraturas, pode não ser adequadamente visualizada nas sequências FSE com ponderação em T2. A sequência STIR pode ser utilizada para visualizar melhor as anormalidades na medula óssea. Isto é mostrado nas imagens das Figuras 9.18 a 9.20. FSE com ponderação em T1 mostra fratura recente do corpo vertebral L1. FSE com ponderação em T2 também mostra fratura, mas a maior parte do sinal da medula óssea no corpo vertebral de L1 parece semelhante à dos outros corpos vertebrais. A sequência STIR mostra nitidamente o sinal aumentado no corpo vertebral de L1 compatível com fratura recente.

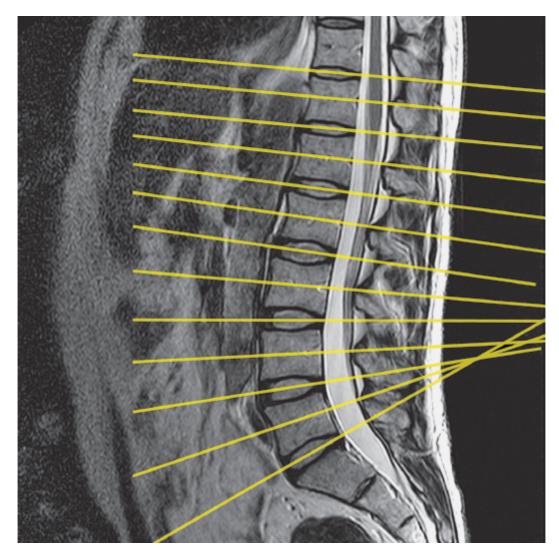



Figura 9.17 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da coluna lombar, mostrando prescrição de cortes axiais/oblíquos para aracnoidite.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR na região lombar depende da qualidade da bobina. As bobinas de coluna posteriores retornam sinal alto na área do canal lombar e dos corpos vertebrais, mas a espessura dos tecidos adiposos nas nádegas às vezes interfere na imagem. As bobinas em arranjo de fase adquirem imagens da coluna torácica e lombar com boas RSR e resolução. Como o fluxo de líquido cefalorraquidiano é reduzido nesta área, FSE é utilizado de forma rotineira. Isto permite a utilização de matrizes muito finas, de modo que a resolução espacial aumenta significativamente. A resolução também é mantida com FOV retangular/assimétrico nas imagens sagitais (com o eixo longo do retângulo avançando de S para I), e com FOV pequeno nas imagens axiais/oblíquas. Matrizes finais são especialmente necessárias na aracnoidite para detectar agrupamento de raízes neurais.

Figura 9.18 Imagem FSE sagital com ponderação em T1, mostrando fratura recente no corpo de L1.

Figura 9.19 FSE sagital com ponderação em T2 do mesmo paciente mostrado na Figura 9.18.

Figura 9.20 STIR-FSE sagital do mesmo paciente da Figura 9.18.

Problemas com artefatos

A pulsação do líquido cefalorraquidiano não costuma causar problemas porque a velocidade do fluxo é relativamente baixa. Entretanto, os artefatos de fase oriundos da aorta e da veia cava inferior (VCI) e o fluxo lateral proveniente dos vasos lombares às vezes obscurecem o canal lombar. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em relação ao FOV e sua colocação em S, I e A, nas imagens sagitais, e em A, D e E, nas imagens axiais/oblíquas, reduzem os fantasmas de fase. GMN minimiza o artefato de fluxo ainda mais, porém, como aumenta o sinal no líquido e o TE mínimo disponível, é reservada principalmente para as sequências com ponderação em T2 e em T2*.

A troca do eixo de fase nas imagens sagitais, de modo que avance de S para I em vez de A para P, é, provavelmente, a melhor maneira de remover este artefato da medula. Entretanto, nessas circunstâncias não se pode utilizar FOV retangular/assimétrico porque o eixo longo do retângulo é colocado horizontalmente (Figura 9.21). Pode-se tentar uma compensação trocando o eixo de fase, não utilizando o FOV retangular/assimétrico nas imagens com ponderação em T1 e mantendo o eixo de fase AP e FOV retangular/assimétrico nas imagens com ponderação em T2.

Com o FOV reduzido na direção de fase, *aliasing* pode ser um problema. Nas imagens sagitais este artefato origina-se nas nádegas e no abdome, dobrando no campo de visão (Figura 9.22). O aumento do tamanho do FOV total ou a utilização de superposição (se disponível) pode eliminar ou reduzir este artefato. Se o eixo de fase for trocado, ocorre *aliasing* porque as áreas acima e abaixo da bobina são dobradas no FOV e, portanto, a superposição é necessária para evitar este fenômeno. Além disso, por causa da implementação de FOV pequeno nas imagens axiais/oblíquas, o artefato de *aliasing* é comum e, portanto, a superposição também é necessária neste plano. A introdução de pulsos de pré-saturação no FOV também é eficaz (Figura 9.23).

Os múltiplos pulsos de RF de 180° usados nas sequências FSE prolongam o tempo de decaimento da gordura em T2, de modo que a intensidade de sinal da gordura nas imagens FSE com ponderação em T2 é mais alta do que na spin eco convencional. Isto às vezes dificulta a detecção das anormalidades na medula. Portanto, deve ser utilizada a sequência STIR na imagem dos corpos vertebrais para doença metastática.

Figura 9.21 Imagens FSE sagitais com ponderação em T1 da coluna lombar com fase A para P (esquerda) e S para I (direita). A definição da medula espinal é nitidamente melhorada na imagem à direita.

Figura 9.22 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 da linha média, no nível da coluna lombar, utilizando FOV retangular/assimétrico. Observe o *aliasing* de fase proveniente das nádegas (*seta*).

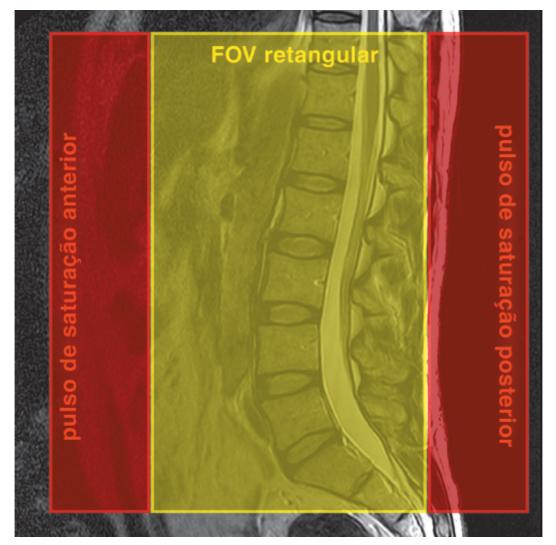



Figura 9.23 Introdução correta das bandas de pré-saturação espacial com FOV retangular/assimétrico na coluna lombar.

Considerações do paciente

Muitos pacientes sentem dor intensa, especialmente se tiverem prolapso de disco lombar. Faça com que o paciente fique o mais confortável possível utilizando coxins sob seus joelhos em uma posição discretamente flexionada. A colocação de coxins pequenos na curvatura lombar frequentemente ajuda a aliviar a ciática e outros tipos de dor lombar.

Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste é utilizado para diferenciar o prolapso de disco intervertebral do tecido cicatricial na avaliação pós-operatória da coluna. Essas imagens são adquiridas com ou sem supressão de tecido. A sequência STIR não deve ser utilizada com contraste, pois este reduz a importância de T1 nos tecidos lesados, que fica semelhante à da gordura, sendo, portanto, anulada pelo pulso de inversão. O tecido cicatricial é imediatamente realçado após a injeção, mas o material do disco, não. Entretanto, aproximadamente 20 a 30 minutos depois da injeção, o material do disco intervertebral também é realçado, consequentemente, o exame não deve ser retardado após a administração do contraste. Além disso, as veias epidurais e o tecido de granulação na periferia de um disco intervertebral e fibrose podem ser realçados. O contraste também é útil para visualizar lesões suspeitas no cone.

Imagem panorâmica da coluna vertebral

Indicações comuns

- Compressão raquimedular (nível desconhecido) devido a doença metastática ou tumor medular primário
- Rastreamento da medula óssea
- Anormalidades congênitas das curvaturas da coluna vertebral (escoliose e cifose)
- Avaliação da magnitude da siringomielia
- Doença leptomeníngea.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina de coluna de arranjo de fase
- Derivações de sincronização periférica, se forem necessárias
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível de um ponto a meio caminho entre o sacro e a base do crânio (que corresponde a aproximadamente 2 cm abaixo da chanfradura esternal). Se necessário, são conectadas derivações de sincronização periférica.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1 sagital (Figura 9.24 A)

São prescritos cortes/espaçamentos finos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal, desde a margem lateral esquerda até a direita dos corpos vertebrais (ou prescrever graficamente a partir de um localizador coronal).

E 22 mm a D 22 mm

Incluir todo o canal, desde a base do crânio até abaixo do sacro, e usar o maior FOV disponível. Repetir o exame se alguma área não for incluída. Se houver escoliose grave as imagens coronais podem ser mais benéficas que as sagitais na avaliação da direção e da magnitude da curvatura.

SE/FSE T2 sagital ou GRE coerente T2* (Figura 9.24 B)

Prescrição de corte como para T1 sagital.

SE/FSE T1/T2 axial/oblíqua

São prescritos cortes/espaçamentos finos através da região de interesse. Utilizar a menor bobina local assim que tiver sido estabelecida a região de interesse (não necessariamente uma bobina de arranjo de fase). Nos pacientes com curvatura espinal grave, podem ser realizadas imagens oblíquas para obter imagens ortogonais.

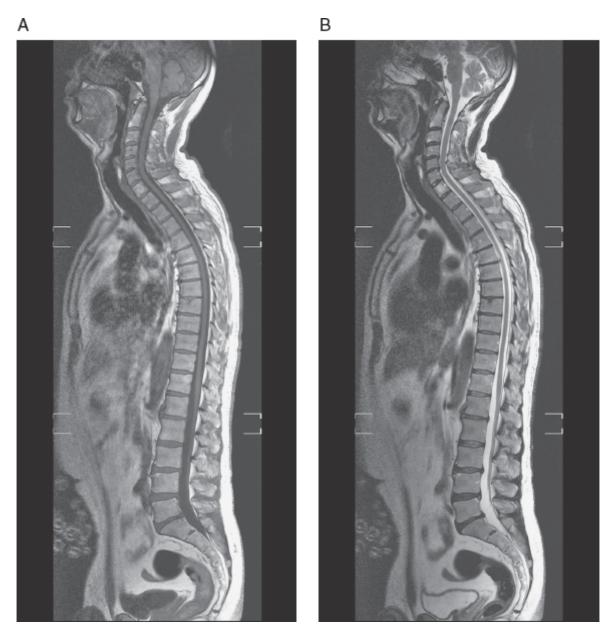



Figura 9.24 Imagem FSE sagital com ponderação em T1 (**A**) e com ponderação em T2 (**B**) da medula cervical e torácica utilizando bobina de arranjo de fase.

Sequências adicionais

SE/FSE T2 sagital ou STIR

Para rastreamento da medula óssea, incluir o esterno na imagem e adicionar imagens coronais da pelve óssea. Utilizar pulsos de supressão de tecido nas sequências SE/FSE.

SE/FSE T1 sagital/oblíqua

Com contraste para tumor, infecção e doença leptomeníngea.

Mielografia/neurografia associadas à RM (Figura 9.25)

Os exames das raízes neurais e dos nervos periféricos com imagens de alta resolução são técnicas adicionais úteis.

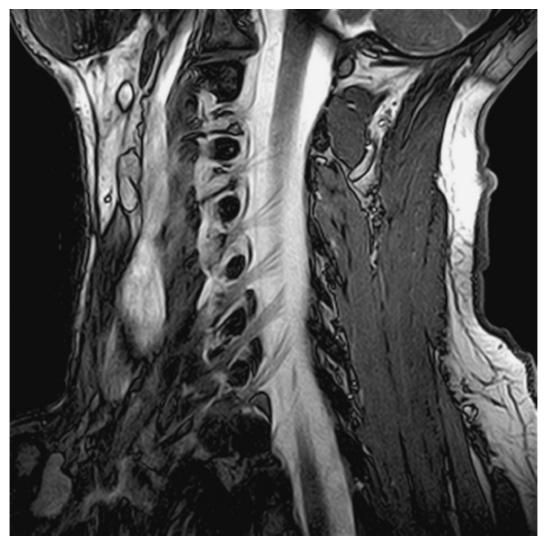



Figura 9.25 GRE equilibrado sagital oblíquo, no nível da medula cervical, mostrando as raízes neurais e os nervos periféricos.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

Esses exames são realizados, com frequência, para estabelecer o nível e a causa da compressão raquimedular. Portanto, a resolução espacial não é necessariamente tão importante quanto o rápido diagnóstico. O nível de compressão pode não ser conhecido e, portanto, a cobertura de todo o canal vertebral é o mais importante a considerar. No passado isto só poderia ser realizado com uma bobina corporal (*body coil*), porque as bobinas de superfície não abrangiam toda a coluna vertebral. Entretanto, agora foram introduzidas bobinas de arranjo de fase que proporcionam cobertura máxima e RSR ideal. Se as bobinas de arranjo de fase não estiverem disponíveis, utiliza-se a bobina corporal (*body coil*). Isto resulta em perda da RSR total e resolução espacial local insatisfatória, porque o FOV grande é utilizado para cobrir a coluna toda. Assim que o nível for determinado, a bobina corporal (*body coil*) pode ser substituída por uma bobina de superfície para obter imagens de melhor qualidade. Esta estratégia é desnecessária quando se utilizam bobinas de arranjo de fase, porque o aumento na RSR permite a aquisição de imagens com resolução adequada. Com os dois tipos de bobina, utiliza-se FOV retangular/assimétrico nas imagens sagitais para melhorar a resolução espacial com o eixo longo do retângulo S para I.

Problemas com artefatos

Nas imagens de coluna inteira com a bobina corporal (*body coil*), os artefatos são causados pelo fluxo de líquido cefalorraquidiano, pelo movimento cardíaco e dos grandes vasos e pela respiração. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S para I em relação ao FOV diminui o artefato liquórico. Esses pulsos também são colocados sobre o coração e sobre os grandes vasos, mas podem obscurecer alguma parte da coluna vertebral se houver curvatura espinal. Entretanto, nos sistemas mais recentes é possível utilizar pulsos de pré-saturação espacial curvada que permitem a colocação precisa das bandas sobre a aorta. Os pulsos de pré-saturação espacial comumente são menos eficazes com FOV grande, consequentemente, os fantasmas de fase ainda podem ser evidentes. Além disso, se for utilizada supressão de tecido, esta pode ser menos eficaz do que com FOV pequeno. Isto ocorre porque a energia do pulso de pré-saturação agora é liberada

para um volume maior de tecido, diminuindo, portanto, sua eficácia. Pode ser um novo *shimming* (homogeneização de campo) antes das sequências de supressão de tecido.

GMN também minimiza o artefato de fluxo, mas, como aumenta o sinal do líquido cefalorraquidiano e o TE mínimo disponível, em geral só é benéfica nas sequências com ponderação em T2 e em T2*. A sincronização periférica minimiza ainda mais o artefato, mas, como o tempo de varredura depende da frequência cardíaca do paciente, às vezes é um procedimento demorado. O uso de sincronização periférica é, portanto, mais bem reservado para os casos de artefato de fluxo grave que não pode ser reduzido a níveis toleráveis por meio de outras medidas.

Os múltiplos pulsos de RF de 180° utilizados nas sequências FSE prolongam o tempo de decaimento da gordura em T2, de modo que a intensidade do sinal de gordura nas imagens FSE com ponderação em T2 é mais alta que na spin eco convencional. Isto, às vezes, dificulta a detecção de anormalidades medulares. Portanto, deve ser utilizada sequência STIR para obter imagens dos corpos vertebrais à procura de doença metastática.

Considerações do paciente

Os pacientes com compressão medular apresentam, às vezes, incapacitação grave e dor intensa. Frequentemente, é necessário um exame rápido para evitar movimento do paciente. A administração de um analgésico antes do exame pode ser benéfica. Os pacientes com curvatura grave da coluna frequentemente não conseguem ficar deitados retos na mesa de exame. O conforto do paciente é extremamente importante porque, às vezes, esses exames são prolongados devido à necessidade de obter sequências extras para conseguir imagens ortogonais. É aconselhável deixar que o paciente encontre a posição mais confortável e utilizar coxins de espuma como apoio. O plano das imagens é, então, ajustado à sua posição. Às vezes, a área de campo pulmonar desses pacientes é comprometida e a respiração pode ser um esforço quando estão em decúbito dorsal. Oxigênio pode ser administrado durante o exame, mas é provável que a melhor medida para resolver este problema seja reduzir o máximo possível o tempo do exame.

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre devem ser disponibilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste frequentemente é necessário, sobretudo para doença leptomeníngea, lesões intradurais ou extramedulares e metástases. O contraste também pode ser útil na osteomielite espinal e, quase sempre, em pacientes no pós-operatório.

Pontos-chave

- Sequências FSE com ponderação em T2 podem não ser as mais sensíveis para lesões da medula. Seja qual for a sequência escolhida, deve mostrar bom contraste entre a substância cinza e a substância branca
- Sequências GRE (com ponderação em T2*) mostram osteófitos na coluna cervical com mais eficácia do que sequências FSE com ponderação em T2
- Uma técnica de supressão de gordura baseada na técnica Dixon muitas vezes é a melhor escolha para adquirir imagens de supressão de gordura na coluna cervical
- Um meio de contraste à base de gadolínio costuma ser usado quando se suspeita de lesão dentro da medula
- Sequências STIR são muito úteis para mostrar lesões e/ou fraturas dos corpos vertebrais.

10 Tórax

Pulmões e mediastino
Coração e grandes vasos
Timo
Mama
Axila
Plexo braquial

Quadro 10.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados referem-se aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Pulmões e mediastino

Anatomia básica (Figura 10.1)

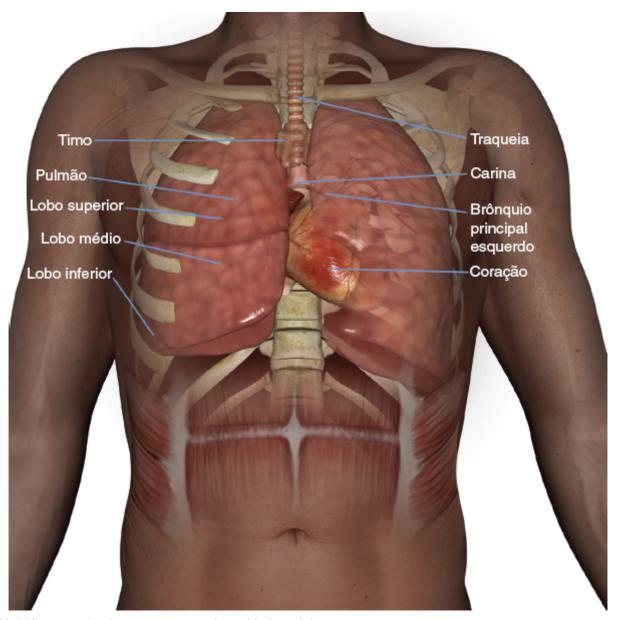



Figura 10.1 Vista anterior dos componentes da cavidade torácica.

Indicações comuns

- Linfadenopatia mediastinal
- Tumores brônquicos centrais e do sulco superior
- Diferenciação entre neoplasia e consolidação pulmonar
- Alternativa para TC do mediastino e da parede do tórax quando o paciente tem hipersensibilidade ao contraste
- Avaliação vascular de dissecção aórtica, embolia pulmonar, aneurisma da aorta ou estenose vascular
- Estudos da perfusão pulmonar
- Avaliação do movimento diafragmático
- Infecções da parede torácica
- Doença pleural
- Lesões das costelas ou metástases.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina torso em arranjo de fase (multifásica)
- Dispositivos de CR
- ECG ou dispositivos periféricos para *gating*
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os dispositivos de CR (se necessário) e as derivações do ECG ligadas a ele. Almofadas são colocadas sob os joelhos do paciente (para proporcionar conforto) e junto a seus cotovelos (para imagem ideal da RM). Em alguns casos, se o paciente não estiver confortável em decúbito dorsal e/ou tiver problemas em permanecer em espaços fechados, o decúbito ventral pode ser uma alternativa adequada.

O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da quarta vértebra torácica ou dos mamilos. Os pés do paciente podem ser colocados primeiro no magneto se o traçado do ECG não for satisfatório, porque isso modifica a polaridade do paciente em relação ao campo principal (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*).

Protocolo sugerido

SE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 coronal rápido em apneia (Figura 10.2)

Atua como localizador se não houver localizadores triplanares ou como uma sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamento médios em relação à luz de alinhamento vertical, desde a musculatura posterior do tórax até o esterno. Nesta imagem estão incluídos todos os campos pulmonares, desde o ápice até a base. Visto que a anatomia torácica está, em geral, localizada mais anteriormente do que posteriormente, os cortes são descentralizados na direção anterior.

P 60 mm a A 80 mm

FSE T1 axial/GRE incoerente (*spoiled*) T1 (Figuras 10.3 a 10.5)

Como na T1 coronal, **exceto** para espessura/espaçamento do corte, que é ajustada para se encaixar na região de interesse (ROI). Prescreva cortes desde o diafragma até o ápice do pulmão ou através da ROI.

FSE DP axial/T2/SS-FSE T2/GRE T2* (Figura 10.6)

Prescrição do corte como para T1 axial.

Útil para caracterizar tecido ativo, como diferenciação entre tumor e consolidação pulmonar e para avaliar pneumonia líquida ou derrame pleural.

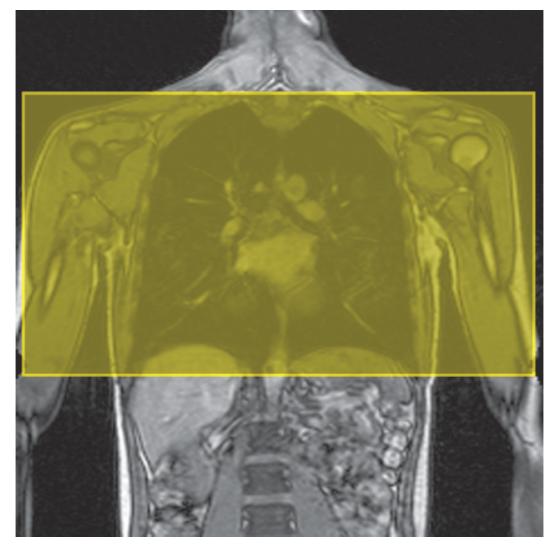



Figura 10.2 GRE incoerente (*spoiled*) coronal em apneia do tórax mostrando a prescrição dos cortes axiais.

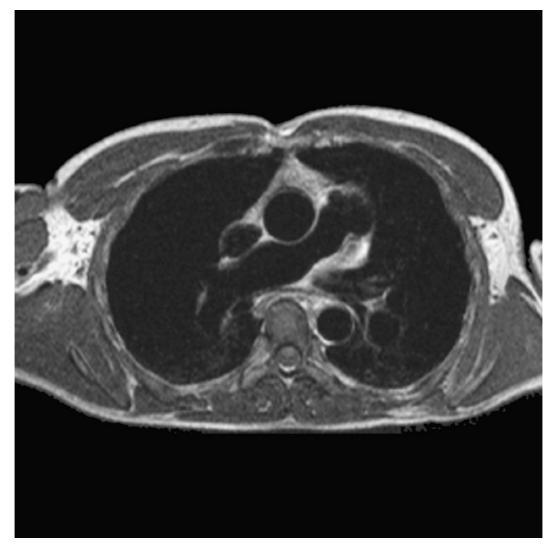



Figura 10.3 SE axial com ponderação em T1 com *gating* do tórax ou imagem axial.

Figura 10.4 FSE axial com ponderação em T1 através do tórax revelando uma grande lesão no pulmão esquerdo.

Figura 10.5 GRE incoerente T1 axial. Mesmo corte da Figura 10.4.

Figura 10.6 SS-FSE axial. Mesmo corte mostrado na Figura 10.4.

Sequências adicionais

Estudos de perfusão

A perfusão pulmonar pode ser avaliada pela administração de contraste ou com técnicas de perfusão *spin tagged*. Nesses casos, o contraste da imagem é acentuado por meio de contraste ou com *spin tagging* arterial na linha média do paciente, na tentativa de saturar o sangue que flui do coração para os pulmões através das artérias pulmonares.

Estudos de ventilação

Este estudo é análogo à cintigrafia VQ disponível na Medicina Nuclear. O paciente inspira o gás hélio hiperpolarizado e prende a respiração, enquanto as imagens são obtidas.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 coronal rápido/SS-FSE T2

Essas sequências podem ser utilizadas durante a respiração para avaliar o movimento do diafragma. Neste caso, os cortes são obtidos durante a respiração normal e passados como um filme (*movie*) ou em *cine*.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR do tórax é relativamente insatisfatória porque a densidade dos prótons dos campos pulmonares é baixa. Além disso, a gordura não é suficiente para proporcionar bom contraste. A implementação de uma bobina de arranjo de fase ajuda a manter a RSR. Isto é especialmente útil quando são necessários cortes e matrizes mais finos. O exame do tórax pode ser realizado com muitas bobinas de RF. Embora a bobina corporal (*body coil*) seja conhecida por sua RSR mais baixa, pode ser utilizada para a cobertura de grandes áreas. Além disso, a bobina corporal (*body coil*) é aceitável nos casos nos quais o contraste é o principal fator determinante no contraste da imagem, como na ARM da aorta ou das artérias pulmonares.

Portanto, na maioria dos casos a bobina corporal (*body coil*) produzirá imagens ideais do tórax. Para RSR mais alta devem ser utilizadas bobinas torso em arranjo de fase de resolução mais alta (ver seção *Coração e grandes vasos*, neste capítulo).

O uso de NEX/NSA múltiplo não apenas diminui algum artefato cardíaco e respiratório devido à média do sinal, mas também melhora a RSR devido ao aumento da coleção de dados. A desvantagem dessa estratégia é o aumento associado no tempo de varredura, embora isso possa ser compensado, em algum grau, pelo uso de matriz mais grosseira ou de FOV retangular/assimétrico. As sequências SE com ponderação em T1 são tradicionalmente usadas para mostrar a anatomia e o sangue escuro (*black blood*). Imagens de sangue escuro (*black blood*) podem ser obtidas com a técnica de IR dupla (DIR) para anular o sinal do sangue. Sequências DIR podem ser FSE, quando cada imagem é obtida em uma apneia separada, ou de tomada única (SS), quando várias imagens são obtidas em uma só apneia. As imagens DIR são sempre sincronizadas com o ECG, de modo a reduzir os artefatos de movimento cardíaco. As sequências GRE são úteis na avaliação do fluxo, e as sequências com ponderação em T2 revelam patologia e líquido livre. Em alguns sistemas, FSE não é compatível com as técnicas CR que utilizam registro de fase. Nessas circunstâncias, as sequências SE podem ser substituídas. Além da SS-FSE para o imageamento de estruturas preenchidas por fluido em um tempo muito curto, também deve-se considerar a utilização da SSFP com ponderação em T2.

Problemas com artefatos

Os movimentos respiratório, cardíaco e de fluxo representam os artefatos mais óbvios no tórax. A qualidade da imagem pode ser comprometida pelo movimento fisiológico dos pulmões e do coração, do fluxo do sangue nos vasos e, em alguns casos, do esôfago e do estômago. A compensação dos artefatos de movimento fisiológico no tórax pode ser reduzida com muitas opções de imagem, incluindo: compensação respiratória, técnicas de apneia, *gating* cardíaco, *triggering* cardíaco ou outras opções de imagem (pulsos de saturação ou anulação do momento do gradiente). As técnicas de apneia são realizadas pela aquisição de sequências de imagem rápidas (≤ 20 segundos) e orientando-se o paciente a prender a respiração durante a aquisição da imagem.

O artefato de movimento sempre ocorrerá ao longo do eixo que codifica a fase, e o grau de interferência na imagem é causado, principalmente, pela proficiência das técnicas de compensação respiratória utilizadas e pelo *gating* com o ECG. Para o *gating* respiratório e/ou *triggering* respiratório, um dispositivo de monitoramento respiratório é colocado ao redor do tórax ou do abdome do paciente. A colocação pode ser determinada pelo tipo de respiração do paciente. Se, por exemplo, o movimento respiratório do paciente for gerado pelo movimento no tórax, então, o dispositivo deve ser colocado aí. Entretanto, se o movimento do paciente ocorrer mais no abdome, o dispositivo deve ser localizado na região abdominal. (Para mais informações sobre a colocação do dispositivo, ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*). Uma alternativa é utilizar a técnica de apneia. Verifique se as derivações do ECG estão corretamente conectadas e se o traçado do ECG tem boa amplitude e está sendo deflagrado corretamente (ver Capítulo 5, *Gating e Técnicas de Compensação Respiratória*). O *gating* por ECG adequadamente implantado reduz de forma efetiva o artefato de movimento cardíaco, consequentemente, a qualidade da imagem fica comprometida se o *gating* cardíaco não for eficiente.

A direção da codificação da fase é, em geral, prescrita pelo sistema, portanto, apresenta falhas ao longo de uma determinada direção. Na maioria dos casos a direção de fase apresenta falhas ao longo do eixo curto da anatomia. Portanto, o eixo de codificação de fase, em geral, está situado de anterior (A) para posterior (P) nas imagens axiais e da direita (D) para a esquerda (E) nas imagens coronais. A troca do eixo de fase da D para a E nas imagens axiais e de superior (S) para inferior (I) nas imagens coronais ocasionalmente é benéfica para remover artefato da área de interesse. Por exemplo, a direção da fase nas imagens axiais do tórax geralmente apresenta falha na direção anterior para posterior. Entretanto, se o artefato de movimento forma "estrias" através da anatomia ou da patologia de interesse, a alteração das direções de fase e da frequência pode ser escolhida para "mudar" o artefato de movimento da direita para a esquerda através da imagem (Figuras 10.7 e 10.8). Como esta estratégia posiciona o eixo longo da anatomia ao longo do eixo de fase, é necessário superposição para evitar o artefato de *aliasing* (artefato de dobra). Além disso, deve-se ter cautela se também for escolhido FOV retangular porque o eixo curto do retângulo está localizado ao longo da direção de fase. Portanto, se a direção de fase for mudada, a direção do retângulo também deverá ser mudada.

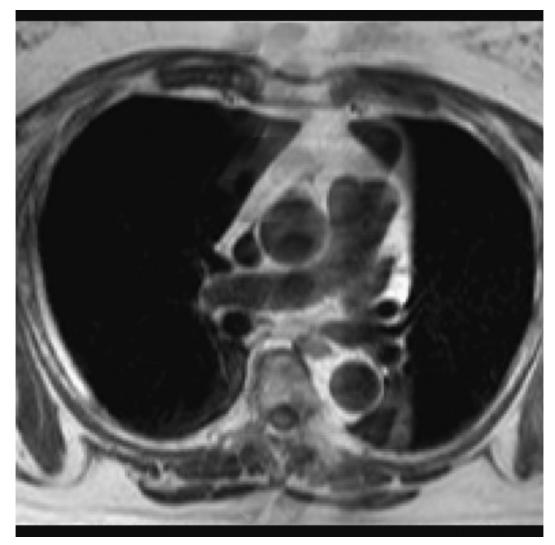



Figura 10.7 FSE axial com ponderação em T1 do tórax com fase anterior para posterior.

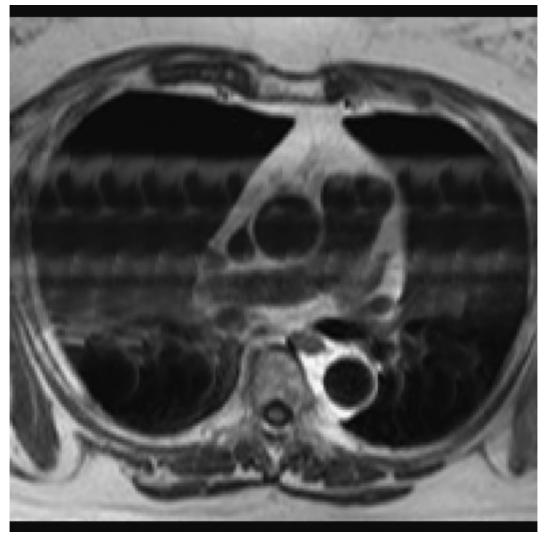



Figura 10.8 FSE axial com ponderação em T1 do tórax com fase esquerda para a direita.

Os pulsos de pré-saturação espacial são introduzidos para reduzir ainda mais o artefato de fluxo. Esses pulsos são colocados de S para I no FOV para diminuir o artefato da aorta e da VCI. Os pulsos de pré-saturação espacial D e E são benéficos nas imagens coronais para diminuir o artefato causado pelo fluxo venoso entrando no tórax proveniente dos vasos subclávios. Além disso, quando utilizados com sequências SE ou FSE, os pulsos de pré-saturação espacial produzem sangue escuro (*black blood*) (ver Figura 10.19). Se o sinal persistir em um vaso, pode indicar fluxo lento ou oclusão. GMN reduz o artefato de fluxo ainda mais, mas como também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo disponível, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1, a menos que tenha sido administrado contraste. GMN, quando utilizada junto com sequências GRE, produz sangue brilhante (*bright blood*) (ver Figura 10.19). O achado de sinal baixo no vaso indica fluxo lento ou oclusão. Além disso, devemos considerar o fato de que, quando uma estrutura é brilhante e se move durante a aquisição da RM, pode formar "estrias" (listras) através da RM na direção de fase.

Considerações do paciente

Os pacientes submetidos a este tipo de investigação frequentemente são dispneicos, portanto é importante diminuir o tempo do exame. Entretanto, se a frequência cardíaca do paciente for lenta ou seu débito cardíaco insatisfatório, o sistema nem sempre consegue deflagrar a cada onda R, consequentemente, prolongando de forma considerável o tempo do exame. Nessas circunstâncias é benéfico limitar o número de sequências e tranquilizar continuamente o paciente para estabilizar sua frequência cardíaca e respiração. Além disso, o monitoramento é recomendado para os pacientes dispneicos e pode ser necessário administrar oxigênio. Por causa do ruído excessivamente alto do gradiente associado a algumas sequências, sempre devem estar disponíveis tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser administrado para realçar massas pulmonares, mediastinais ou hilares. Esse procedimento pode ser útil para aumentar a visibilidade da patologia em uma área com baixo contraste intrínseco e para visualizar inflamação pleural. O contraste também pode ser útil para a visualização dos vasos torácicos. Agentes gasosos, como hélio

hiperpolarizado ^{3}He, estão sendo usados nos ambientes de pesquisa em RM para visualizar e avaliar a ventilação regional na doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC).

Coração e grandes vasos

Anatomia básica (Figuras 10.9 e 10.10)

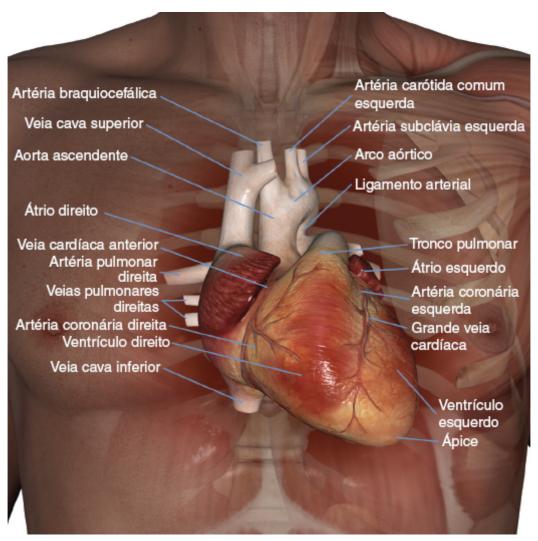



Figura 10.9 Os grandes vasos e as câmaras cardíacas.

Indicações comuns

- Aneurisma, dissecção e coarctação da aorta torácica
- Anormalidades congênitas complexas do coração e dos grandes vasos
- Comunicação interatrial (CIA) e comunicação interventricular (CIV)
- Avaliação da função ventricular
- Avaliação da massa muscular ventricular
- Permeabilidade dos vasos e trombos
- Disfunção valvar.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobinas torso em arranjo de fase
- Dispositivos de CR
- Derivações de *gating* com ECG
- Tampões ou fones de ouvido.

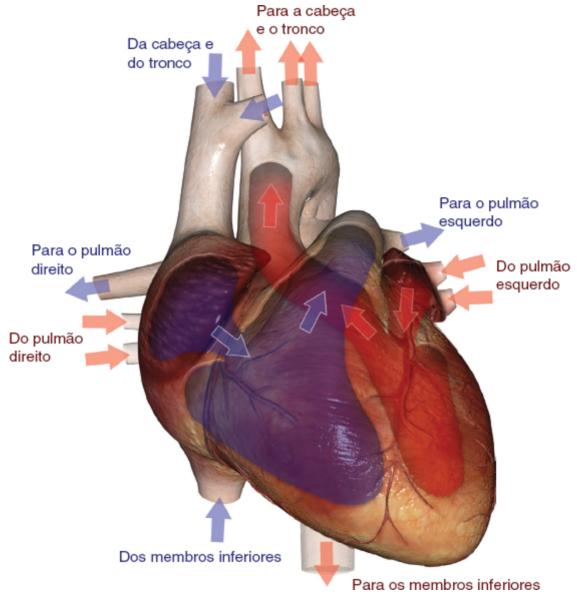



Figura 10.10 A circulação cardíaca.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os dispositivos de CR (se necessário) e derivações para *gating* com ECG. Se for utilizada a técnica de apneia recomenda-se *gating* respiratório ou *triggering* para reduzir os artefatos respiratórios. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da quarta vértebra torácica ou dos mamilos. O paciente pode ser colocado primeiro pelos pés no magneto, se o traçado do ECG for insatisfatório, para mudar a polaridade do paciente em relação ao principal campo do magneto (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*).

Protocolo sugerido

Um localizador triplanar é ideal porque o coração e as estruturas vasculares do tórax estão situados obliquamente na cavidade torácica. As imagens nos três planos ortogonais fornecem um localizador, de modo que incidências oblíquas do coração e dos grandes vasos podem ser prescritas.

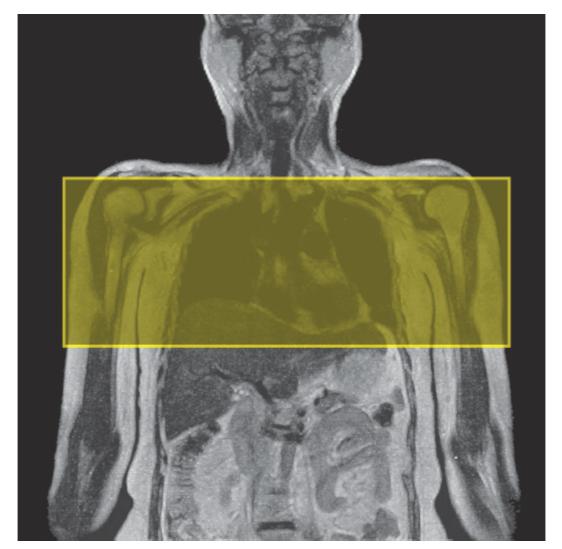



Figura 10.11 SE coronal com ponderação em T1 no nível da cavidade torácica mostrando os limites da prescrição de corte e a orientação para imagem axial do coração.

SE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 coronal rápido em apneia (Figura 10.11)

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível ou como uma sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamento médios em relação à luz de alinhamento vertical, a partir da musculatura posterior do tórax até o esterno. Esta imagem inclui a área desde o ápice do esterno até o diafragma.

P 60 mm a A 80 mm

SE/FSE T1 axial (Figura 10.12)

Igual para coronal T1, exceto que o espaçamento/espessura do corte é modificado de forma a englobar a ROI. Os cortes prescritos vão da borda inferior do coração até a porção superior do arco da aorta (ver Figura 10.11).

Imagens cardíacas específicas

Eixo longo (duas câmaras). Da projeção axial T1, utilizando um corte no nível do ventrículo esquerdo, alinhar o bloco de corte paralelo ao septo intraventricular para garantir que cubra todo o ventrículo esquerdo (Figuras 10.13 e 10.14).

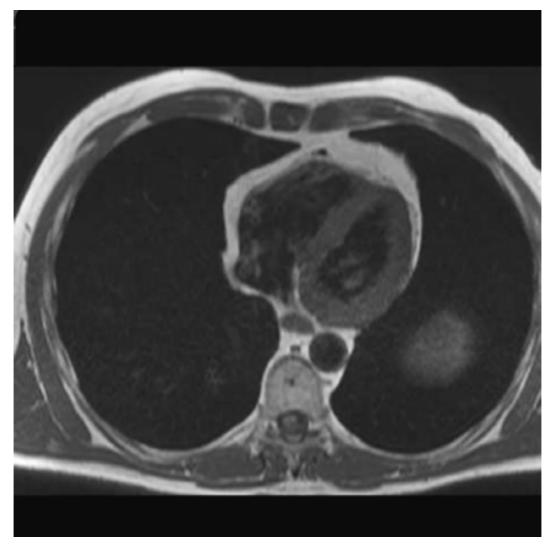



Figura 10.12 FSE axial com ponderação em T1 do tórax utilizando *gating* cardíaco.

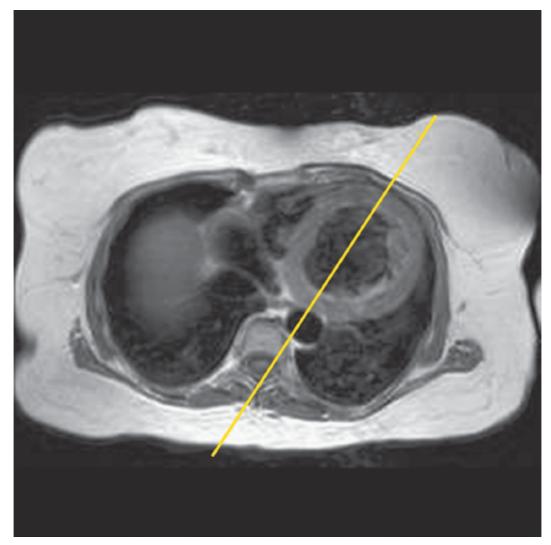



Figura 10.13 FSE axial com ponderação em T1 mostrando a orientação do corte para visualização do eixo longo.

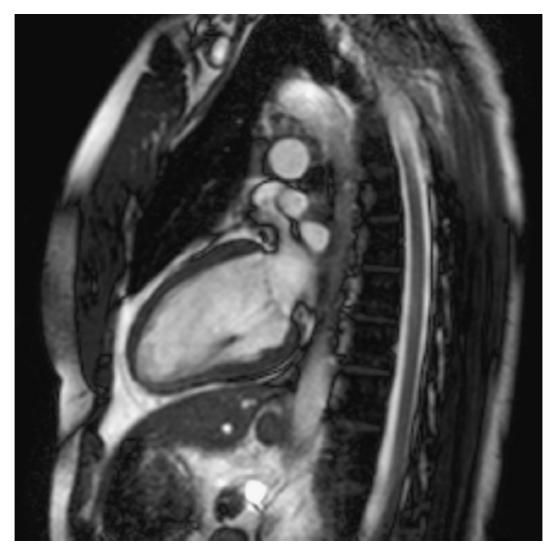



Figura 10.14 Visualização do eixo longo de duas câmaras.

Quatro câmaras. A partir da visualização do eixo longo, fazer o alinhamento no nível do ápice do ventrículo esquerdo e valva mitral. Garantir que o bloco de corte cubra todo o ventrículo esquerdo. Este plano também pode ser adquirido a partir da visualização do eixo curto (Figuras 10.15 e 10.16).

Eixo curto. A partir da visualização do eixo longo, alinhar perpendicularmente ao plano da visualização do eixo longo, de modo que o alinhamento fique paralelo à valva mitral. Garantir que o bloco de corte cubra todo o ventrículo esquerdo (Figuras 10.17 e 10.18). O plano do eixo curto pode ser prescrito a partir de um localizador coronal. Uma localização pode ser identificada no localizador coronal, posteriormente à raiz da aorta; e outra no plano coronal situando os cortes anteriormente ao ápice do coração. Assim que essas localizações são conhecidas, o eixo curto pode ser prescrito por meio da identificação explícita das localizações. O aparelho traçará essencialmente uma linha imaginária entre os pontos e fará uma varredura perpendicularmente a esta linha imaginária. A visualização das quatro câmaras também pode ser obtida a partir do eixo curto por meio da orientação da prescrição do corte através dos ventrículos esquerdo e direito formando ângulo paralelo ao diafragma.

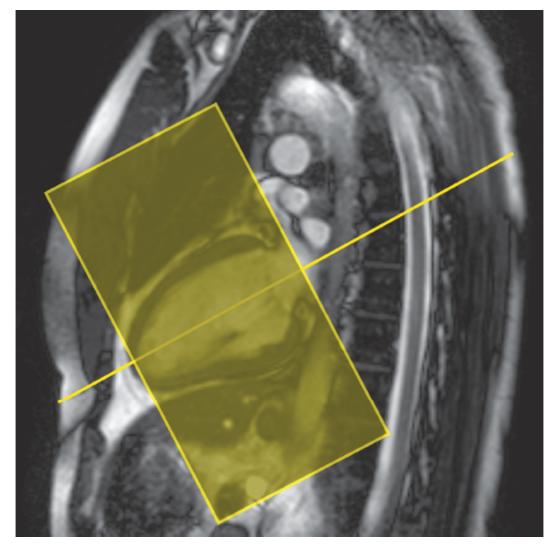



Figura 10.15 Eixo longo com orientação de corte e limites de corte para a visualização das quatro câmaras.

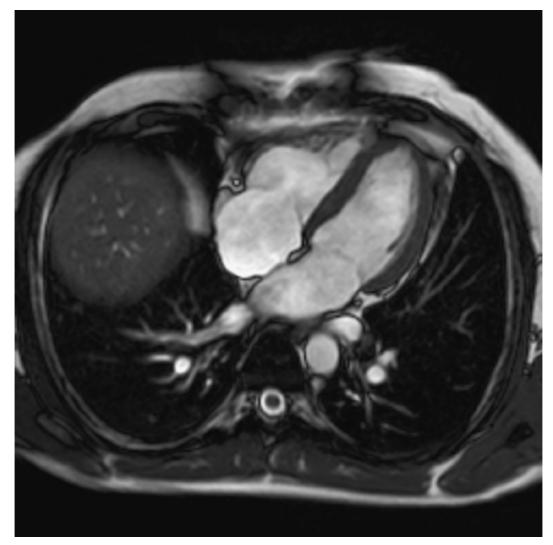



Figura 10.16 Visualização das quatro câmaras.

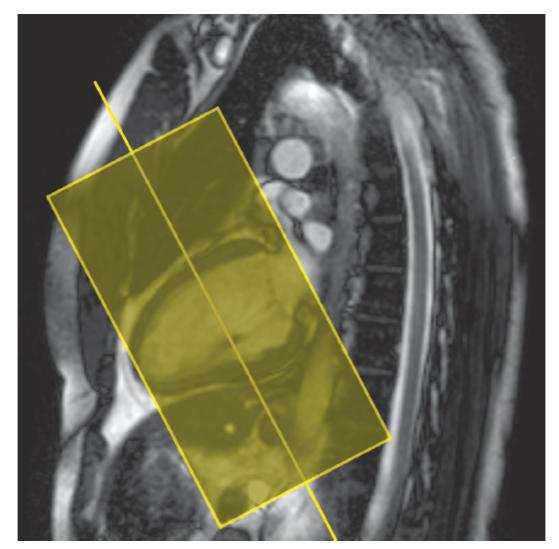



Figura 10.17 Eixo longo com orientação e limites de corte para a visualização do eixo curto.

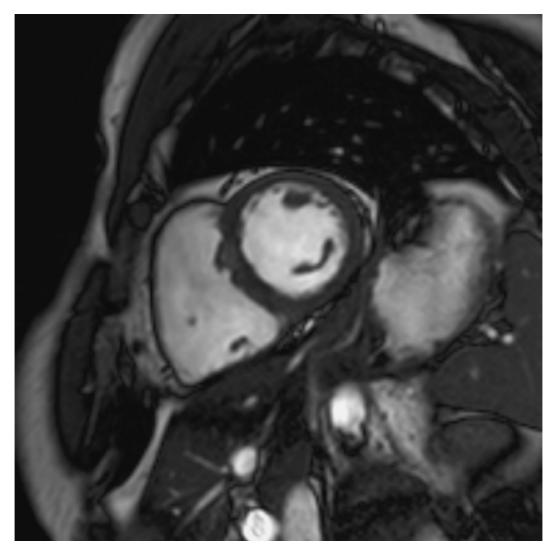



Figura 10.18 Visualização do eixo curto.

SE T1 oblíquo/sagital

Como para SE T1 axial, exceto que os cortes formam ângulos no nível da aorta ascendente e descendente e são prescritos a partir da margem lateral da parede de um vaso para o outro.

Esta sequência é utilizada para visualizar a aorta ascendente e descendente em uma incidência (incidência da barra de doce [*candy cane*] ou da bengala). Escolha uma imagem da série axial que mostre as duas porções da aorta. Verifique a posição do corte em um corte mais superior que mostre o arco.

Imagem de sangue escuro (*black blood*) *versus* imagem de sangue brilhante (*bright blood*) (Figura 10.19)

As imagens SE ou FSE são, em geral, adquiridas com pulsos de saturação para avaliação de sangue escuro (*black blood*). Gradiente eco, sequências de imagem PC ou EPI podem ser adquiridas com GMN para avaliação de sangue brilhante (*bright blood*). Outras técnicas de imagem de sangue escuro (*black blood*) utilizam uma sequência de inversão da recuperação modificada, conhecida como IR dupla (DIR) ou IR tripla. Embora vários fabricantes tenham acrônimos únicos para essas sequências, a premissa é a mesma. Em cada caso a sequência começa com pulso de RF de 180° seguido por outro pulso de RF de 180° (DIR). Neste caso, a sequência levou essencialmente ao equilíbrio. Considerando que o sangue que está fluindo não permanece tempo suficiente no corte para experimentar ambos os pulsos de RF de 180°, o sangue que está fluindo aparece escuro (hipointenso). Nas sequências IR tripla, a sequência de DIR tem um pulso adicional de 180° na frequência de gordura para pré-saturação espacial. Neste caso, a supressão da gordura epicárdica combinada ao fluxo preto na cavidade cardíaca permite melhor visualização do miocárdio.

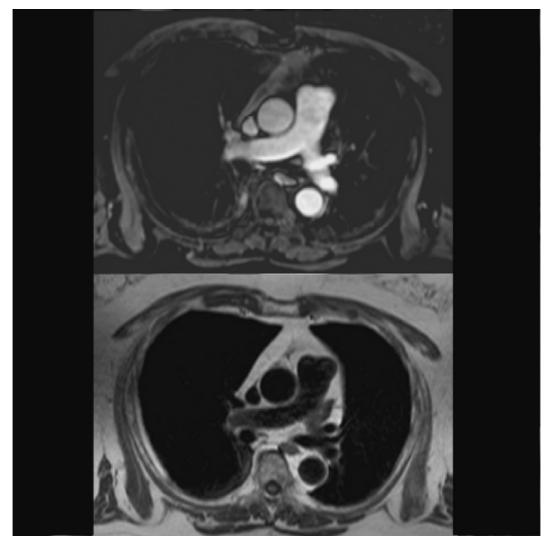



Figura 10.19 Imagens axiais mostrando sangue brilhante (*bright blood*) (acima) e sangue escuro (*black blood*) (abaixo) dos grandes vasos.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 oblíquo ou GRE coerente T2* multifase (*cine*)

As imagens do coração, adquiridas durante múltiplas fases do ciclo cardíaco, fornecem imagens cardíacas durante o batimento do coração. Esta técnica é conhecida como imagem com múltiplas fases. Quanto mais cortes são adquiridos a cada ciclo cardíaco, melhor a resolução temporal (resolução com o passar do tempo). A resolução temporal do imageamento cardíaco, particularmente na imagem com múltiplas fases, é limitada pelo tempo de varredura. Por exemplo, se forem adquiridas 16 fases do ciclo cardíaco durante uma fase do ciclo cardíaco, isto significa que essas imagens foram adquiridas na mesma localização de corte, mas em momentos diferentes durante o intervalo R–R.

O *cine* cardíaco (como imagem multifase) é utilizado para avaliar a função cardíaca. As incidências mais comuns para as imagens *cine* cardíacas são do eixo curto ou axial reta do tórax. Esta incidência é, em geral, utilizada para avaliar o ventrículo esquerdo. Para as outras áreas do coração, podem ser utilizadas incidências de duas ou de quatro câmaras. Duas câmaras são mais bem mostradas no plano sagital/oblíquo, quatro câmaras no plano coronal/oblíquo. Incidências adicionais, como a técnica de efluxo do ventrículo esquerdo, também podem ser úteis.

Os cortes/espaçamentos médios são prescritos no plano relevante para a ROI (frequentemente axial ou oblíquo). Escolha as funções *cine* conforme adequado para o sistema, isto é, número de cortes e fases por aquisição (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*).

Sequências adicionais

Tagging SPAMM

A SPAMM (modulação espacial de magnetização) modula ou varia essencialmente o campo magnético na região do coração, como ondas. Como o pulso de RF depende do campo magnético, os pulsos de excitação de RF só estimulam os tecidos com a mesma frequência. Portanto, os pulsos de RF se adaptam, por exemplo, aos picos das ondas, mas não aos vales. O efeito é um sinal na localização da adaptação de RF (ressonância) e nenhum sinal nas áreas onde os pulsos de RF não se adaptam à frequência. A modulação pode ser aplicada ao longo de várias direções. Se for utilizada uma direção

surgem estrias (listras) das imagens. Se a modulação for aplicada ao longo de dois eixos perpendiculares, a imagem resultante, então, tem o aspecto de uma grelha (quadriculado). A escolha entre estrias e grelhas fica, em geral, a critério do radiologista.

Esta técnica é utilizada em associação a sequências GRE ou SE cardíacas múltiplas ou rápidas para avaliar a função da parede cardíaca após infarto do miocárdio. A técnica SPAMM utilizada com imagens de múltiplas fases permite a visualização de estrias ou de grelhas SPAMM que parecem se mover com o miocárdio. Na verdade, as estrias ou grelhas não apenas se movem, mas tendem a desaparecer com o passar do tempo, durante o movimento cardíaco no miocárdio normal (ou musculatura da parede cardíaca). Entretanto, nas áreas de infarto do miocárdio, a musculatura da parede cardíaca não se move normalmente. Consequentemente, as imagens SPAMM proporcionam estrias ou grelhas que persistem em vez de desaparecer. Este fenômeno fornece informações sobre a função cardíaca.

As sequências SPAMM, utilizadas junto com PC *cine*, mostram-se promissoras para o imageamento em tempo real do coração. Além disso, as imagens PC podem ser reconstruídas como as imagens da RM, enquanto os dados de fase são utilizados para produzir imagens de fase. As imagens de fase fornecem informações direcionais sobre o movimento da parede cardíaca e sobre a direção do fluxo.

EPI

Esta sequência, utilizada junto com PC *cine*, mostra-se promissora para o imageamento em tempo real do coração e dos vasos coronários. Além disso, a EPI é adquirida com tempos de imagem rápidos para a redução dos artefatos de movimento. Entretanto, a EPI é comprometida pelos artefatos de imagem, tais como desvio químico e suscetibilidade.

Estudos cardíacos e vasculares contrastados (Figura 10.20)

As sequências GRE do coração contrastadas com gadolínio podem ser utilizadas para mostrar massas ou infartos do coração, bem como a vasculatura do tórax e do coração. O GRE contrastado fornece imagens de sinal alto nas áreas de fluxo sanguíneo. As sequências ARM adquiridas em incidência oblíqua sagital ou a imagem "*candy cane*" do arco aórtico podem revelar imagens para comparação da dissecção aórtica.

Tipicamente, a avaliação do arco aórtico exige sequências sagitais ou sagitais oblíquas, entretanto, o plano coronal é ideal para a avaliação das artérias pulmonares. As sequências ARM pulmonares são adquiridas com contraste dinâmico. No imageamento da artéria coronária são necessárias múltiplas imagens oblíquas de alta resolução com contraste dinâmico para o imageamento do sangue brilhante (*bright blood*) (Figura 10.21).

Figura 10.20 GRE incoerente (*spoiled*) rápido coronal com ponderação em T1 contrastado.

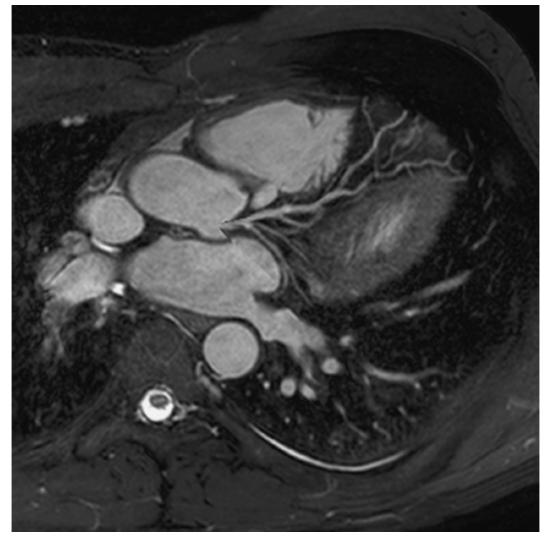



Figura 10.21 Imagem da artéria coronária após administração de contraste.

Estudos da perfusão cardíaca

Em alguns casos a avaliação da função cardíaca utiliza estudos da perfusão cardíaca com e sem agentes farmacológicos (incluindo estresse).

Um desses agentes é a dobutamina. Este agente provoca estresse cardíaco, portanto, a imagem pode ser adquirida durante o estresse induzido farmacologicamente e enquanto o coração está em repouso. Entretanto, esses agentes podem não ser aprovados para uso na RM. Por este motivo, deve-se ter cautela na realização do imageamento cardíaco por RM durante o estresse induzido por fármacos.

Imagem por difusão

Estudos recentes utilizando imagens com tensor de difusão para visualizar o miocárdio mostraram-se promissores, mas exigem gradientes muito fortes e rápidos.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

Como a RSR do tórax é relativamente insatisfatória, o uso de bobina de arranjo de fase ajuda a mantê-la. Isto é especialmente útil porque a imagem de alta resolução do coração exige cortes mais finos e matriz de melhor resolução. Entretanto, é bom lembrar que o FOV é limitado pelo tamanho da bobina. Para estruturas menores, como coração e artérias coronárias, recomenda-se o uso de bobinas de múltiplos canais ou de bobinas em arranjo de fase para melhorar a RSR, porque também permitem *voxels* menores, consequentemente, melhor resolução. O uso de múltiplos NEX/NSA não reduz apenas os artefatos respiratórios e cardíacos, mas também melhora a RSR. A desvantagem desta estratégia é o aumento associado do tempo de varredura. Este aumento pode ser compensado, em algum grau, com o uso de matriz mais grosseira.

Problemas com artefatos

Os movimentos respiratório, cardíaco e de fluxo são os artefatos mais óbvios no tórax. Os artefatos ocorrem ao longo do eixo de codificação de fase e o grau de interferência na imagem depende principalmente da proficiência da CR e do *gating* do ECG. Assegure-se de que os dispositivos de CR estejam adequadamente conectados e atuando de forma eficiente. Alternativamente, as técnicas em apneia podem ser utilizadas para prender a respiração. Verifique se as derivações do ECG estão corretamente ligadas e se o traçado do ECG tem boa amplitude e está deflagrando corretamente (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*) (Figura 10.22).

Os pulsos de pré-saturação espacial também são importantes para diminuir ainda mais o artefato de fluxo. Os pulsos são introduzidos em S e em I em relação ao FOV para reduzir o artefato de fluxo causado pela aorta e pela VCI. Os pulsos de pré-saturação na D e na E são úteis nas imagens coronais para diminuir o artefato resultante do fluxo venoso que penetra no tórax oriundo dos vasos subclávios. Os pulsos de pré-saturação espacial, quando associados às sequências SE, produzem sangue escuro (*black blood*). Se o sinal for observado em um vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão. GMN diminui o artefato de fluxo ainda mais e é utilizada principalmente nas imagens em *cine* (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*). Seu uso não é comum nas sequências SE com ponderação em T1 porque aumenta o sinal e o TE mínimo disponível. GMN, quando associada às sequências GRE coerentes, produz sangue brilhante (*bright blood*). O achado de vácuo de sinal em um vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão.

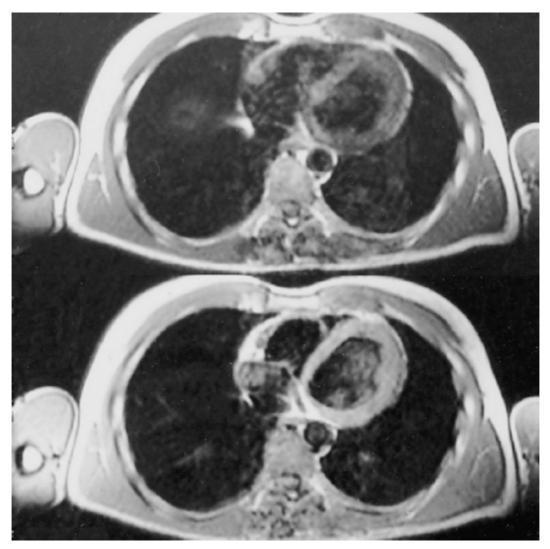



Figura 10.22 Imagens axiais no nível do coração sem *gating* cardíaco (acima) e com *gating* cardíaco (abaixo).

Considerações do paciente

Os pacientes submetidos à RM do coração têm, em geral, problemas cardíacos. A função cardíaca desses pacientes deve ser rigorosamente monitorada com oximetria de pulso.

Além das derivações do *gating* cardíaco, por conseguinte, o traçado ECG que é detectado por essas derivações pode ter sido alterado pelo fabricante para diminuir o efeito da onda T causado pelo campo magnético. Esse efeito é conhecido como efeito hemodinâmico do magneto ou efeito hidrodinâmico do magneto. Se o paciente apresentar frequência cardíaca lenta ou débito cardíaco insatisfatório, o sistema nem sempre consegue deflagrar a cada onda R, portanto prolongando consideravelmente o tempo de varredura. Nessas circunstâncias é útil limitar o número de sequências, e a tranquilização

contínua do paciente pode estabilizar sua frequência cardíaca e sua respiração. Métodos de *triggering* por vetocardiograma (VCG) têm demonstrado potencial para descrever o ciclo cardíaco com mais precisão. Nesse tipo de *gating*, produz-se um *triggering* que depende do movimento cardíaco; dessa forma, muitas das deficiências associadas ao *gating* do ECG tradicional são agora superadas, até mesmo em pacientes que sofrem de arritmias cardíacas. Oxigênio também pode ser administrado aos pacientes que são ou que se tornaram apneicos. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, recomenda-se o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste é um procedimento de rotina para obter imagens do coração e dos grandes vasos nas sequências GRE rápidas e no imageamento dinâmico do coração, arco aórtico, grandes vasos e artérias pulmonares e coronárias (ver Figuras 10.20 e 10.21). Doses duplas ou triplas podem melhorar a visualização vascular. Além disso, massas cardíacas podem, às vezes, ser bem visualizadas após a administração de contraste.

Timo

Indicações comuns

- Avaliação do timo na miastenia *gravis*
- Avaliação de massas do timo em geral
- Avaliação do mediastino após cirurgia.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina torso em arranjo de fase
- Dispositivos de CR
- Derivações de *gating* em ECG
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os dispositivos de CR e as derivações de *gating* de ECG (se necessário) ligadas a ele. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal, no nível do esterno. O paciente pode colocar primeiro os pés no magneto se o traçado do ECG for insatisfatório (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*).

Protocolo sugerido

GRE incoerente (*spoiled*) rápido em apneia sagital/SE T1

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível ou como sequência diagnóstica. Cortes/espaçamentos médios são prescritos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal. Esta imagem inclui a área desde o diafragma até o ápice do pulmão.

E 15 mm a D 15 mm

SE T1 axial

Cortes/espaçamentos médios são prescritos no nível do timo.

SE T1 axial + contraste

Como na SE T1 axial, **exceto** pelo uso de supressão de tecido para diferenciar patologia expansiva de gordura.

Sequências adicionais

SE/FSE T2 axial

Prescrição de corte como para T1 axial.

Imageamento com desvio químico (GRE dentro/fora de fase *[in phase/out phase]*)

Em imagens *in phase/out phase*, a razão de desvio químico pode ser usada para comparar alterações na intensidade do sinal recebido a partir do tecido tímico em relação aos músculos paraespinais. Esse método é útil para diferenciar hiperplasia tímica de neoplasia quando se observa massa no mediastino anterior.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR do tórax é relativamente insatisfatória porque a densidade de prótons nos campos magnéticos é baixa. Além disso, existe pouca gordura para fornecer bom contraste. A utilização de uma bobina em arranjo de fase ajuda a manter a RSR.

Isto é especialmente útil quando são necessários cortes e matriz mais finos. O uso de múltiplos NEX/NSA não reduz apenas parte do artefato respiratório e cardíaco em virtude da média do sinal, mas também melhora a RSR causada pelo aumento da coleta de dados. A desvantagem desta estratégia é o aumento associado ao tempo de varredura, embora este aumento possa ser compensado, em algum grau, com o uso de matriz mais grosseira. Em alguns sistemas, as sequências FSE não são compatíveis com as técnicas de CR que utilizam registro de fase. Entretanto, junto com múltiplos NEX/NSA e FOV retangular/assimétrico, seu uso frequentemente aumenta a resolução e a RSR, podendo ser vantajoso nos exames do timo.

Problemas com artefatos

Os movimentos respiratório, cardíaco e de fluxo são os artefatos mais óbvios no tórax. Esses artefatos ocorrem ao longo do eixo de codificação de fase e o grau de interferência na imagem depende principalmente da proficiência da CR e do *gating* ECG. Assegure-se de que os dispositivos de CR estejam adequadamente conectados e atuando de forma eficiente. Alternativamente, as técnicas em apneia podem ser utilizadas para prender a respiração. Verifique se as derivações do ECG estão corretamente ligadas e que o traçado ECG tenha boa amplitude e esteja deflagrando corretamente (ver Capítulo 5, Gating *e Técnicas de Compensação Respiratória*). Quando adequadamente utilizado, o *gating* do ECG reduz efetivamente o artefato do movimento cardíaco. Entretanto, a qualidade da imagem é comprometida se o *gating* do ECG não for eficiente.

O eixo de codificação de fase está, em geral, situado de A para P nas imagens axiais, de modo que qualquer fantasma de fase interfere no timo situado anteriormente. Portanto, é necessário mudar o eixo de fase de D para a E para remover o artefato da glândula timo. Esta estratégia posiciona o eixo longo da anatomia ao longo do eixo de fase, portanto é necessário superposição para evitar o artefato de “dobradura” (*aliasing*), especialmente se o FOV for pequeno (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Os pulsos de pré-saturação espacial também são importantes para reduzir ainda mais o artefato de fluxo. Esses pulsos são introduzidos em S e em I em relação ao FOV para diminuir o artefato de fluxo oriundo da aorta e da VCI. GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo, mas como também aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é útil nas sequências com ponderação em T1. Um *shimming* (processo de homogeneização do campo de força) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Considerações do paciente

As imagens do timo geralmente são adquiridas em crianças porque o timo diminui de tamanho à medida que a criança cresce. Por este motivo, pode ser necessário sedação, dependendo da idade da criança.

Os pacientes devem ficar o mais confortáveis possível e é importante informar minuciosamente como é realizado o exame. Se o paciente estiver nervoso, é frequente a alteração no traçado do ECG, reduzindo a efetividade do *gating* do ECG. Nessas circunstâncias, a tranquilização constante do paciente pode estabilizar sua frequência cardíaca e respiração, melhorando a eficiência do *gating*. Devido ao ruído do gradiente excessivamente alto em algumas sequências é necessário disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste frequentemente é administrado para melhor visualização do timo. Esta estratégia é especialmente útil quando associada a pulsos de pré-saturação química/espectral.

Mama

Anatomia básica (Figura 10.23)

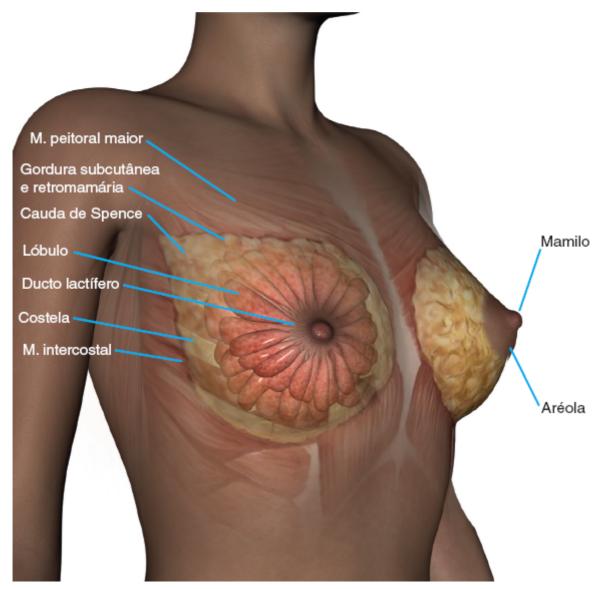



Figura 10.23 Corte sagital da mama.

Indicações comuns

Nas lesões da mama

- Rastreamento das pacientes de alto risco
- Estadiamento de doença benigna e maligna
- Caracterização de anormalidades nas pacientes com implantes nas mamas
- Quando o exame convencional ou digital não é ideal
- Caracterização de anormalidades nas pacientes com mamas muito gordurosas ou densas.

Nos implantes de mama

- Ruptura do implante (sinal de "linguine")
- Ruptura conhecida (intracapsular *versus* extracapsular)
- Pacientes com implantes que apresentam lesões.

Equipamento

- Bobina(s) de mama simples, dupla ou em arranjo de fase

- Tubos extensores, agulha, contraste (agulhas de biopsia compatíveis com RM se for planejada RM intervencionista)
- Bomba de infusão automática segura para uso em campos magnéticos, se disponível
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento da paciente

A paciente fica em decúbito ventral, com as mamas posicionadas na bobina mamária. A posição exata da paciente depende, em geral, do método utilizado para obter as imagens. Alguns centros de imagem optam por utilizar o denominado "método europeu", enquanto outros escolhem o "método norte-americano" (ver adiante em *Considerações técnicas*). Na avaliação das lesões com o método norte-americano, as imagens são adquiridas no plano sagital, uma mama por vez. O método europeu adquire imagens simultâneas das mamas no plano axial.

A paciente é posicionada de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do centro da(s) bobina(s). Nos sistemas com campo vertical, as mamas devem ser elevadas para o isocentro na direção anterior/posterior. Isto garante que a mama fique na porção mais homogênea do campo magnético, otimizando, assim, a supressão de gordura nas imagens pós-contraste.

Se o contraste for administrado durante o exame (para avaliação de lesões na mama), uma agulha é inserida na fossa antecubital antes do exame. O contraste pode, então, ser administrado pelo tubo extensor, de modo que o movimento da paciente seja minimizado durante a injeção. Se disponível, pode ser utilizada uma bomba de infusão automática segura para uso em campos magnéticos. Bombas poderosas conseguem administrar injeções com cronologia e dose compatíveis. Este é um procedimento particularmente seguro na avaliação das lesões da mama para acompanhamento. Além disso, como a hemodinâmica da lesão da mama é um fator determinante nas lesões benignas *versus* malignas, é importante o tempo e a dose da injeção de gadolínio (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Nota sobre compressão: Muitas lesões de mama estão associadas a grande aporte vascular, resultando em vasos sanguíneos espessos conhecidos como neovascularidade e angiogênese. Neovascularidade e angiogênese resultam em alto fluxo sanguíneo para as lesões, conhecido como hipervascularidade. A hipervascularidade dos cânceres de mama faz com que as lesões da mama realcem rapidamente. A compressão excessiva da mama pode resultar em redução da visualização de algumas lesões da mama. Isto ocorre porque a vascularidade de algumas lesões é reduzida à compressão, portanto as lesões não são realçadas. Algumas bobinas possuem um dispositivo de compressão no seu desenho. Na avaliação de implantes, a compressão não é necessária. Com o método norte-americano ou com o europeu, a mama é reposicionada (compressão leve) para reduzir o número de cortes necessários para abranger toda a mama em uma única aquisição. Este procedimento fornece imagens dinâmicas da mama em tempos de imageamento aceitáveis.

Protocolo sugerido para o método norte-americano

Localizador triplanar/GRE incoerente (*spoiled*) T1

A localização triplanar é ideal para a identificação da mama nos três planos ortogonais. Para o imageamento ideal da mama é importante incluir todo o tecido da mama, desde a cauda axilar superior até o mamilo, e posteriormente incluir o músculo peitoral e a parede torácica.

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 axial

Se a localização triplanar não estiver disponível, pode ser adquirido um localizador axial. São prescritos cortes/espaçamentos espessos no nível de uma ou de ambas as mamas de cada lado da luz de alinhamento horizontal.

I 25 mm a S 25 mm

SE/FSE T1 sagital

As imagens de alta resolução da mama são adquiridas no plano sagital.

São selecionados FOV pequenos (suficientes para incluir toda a mama) para alta resolução no plano. São prescritos cortes/espaçamentos finos através da(s) mama(s) para incluir: medialmente desde o esterno até lateralmente a axila. Supressão de gordura **não** deve ser utilizada nesta aquisição porque as lesões são, em geral, escuras em relação ao sinal de alta intensidade da gordura na mama.

SE/FSE T2 sagital +/– supressão de tecido

Prescrição de corte equivalente ao da aquisição de T1 sagital para localizações comparativas de corte e resolução no plano. A supressão de gordura deve ser utilizada nesta aquisição porque as lesões são, em geral, brilhantes em relação ao sinal de baixa intensidade da gordura suprimida na mama.

GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1 sagital com supressão de tecido (pré-contraste)

Prescrição de corte como para a aquisição sagital com ponderação em T1 e em T2 para localizações comparativas de corte e resolução no plano. As aquisições de alta resolução fornecem informações sobre a arquitetura da lesão. Em muitos casos, as lesões com margens espiculadas são provavelmente malignas, e as lesões com margens lisas provavelmente são benignas.

GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1 3D sagital com supressão de tecido (pós-contraste) (Figura 10.24)

Prescrição de corte como para as aquisições sagitais com ponderação em T1 e em T2 para comparação das localizações de corte e resolução no plano. As imagens são adquiridas antes e durante vários minutos após a injeção. Os tempos de varredura não devem exceder 1,5 minuto por aquisição e devem ser repetidos três a cinco vezes após a injeção. É necessário registrar o momento de início de cada aquisição após o começo da injeção para interpretação da imagem. A supressão de gordura é útil porque as lesões realçadas têm sinal alto em relação ao sinal de baixa intensidade da gordura suprimida na mama.

GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1 sagital (pós-processamento)

As técnicas de subtração removem o sinal adicional da gordura. Nesta técnica as imagens pós-contraste são subtraídas das imagens pós-gadolínio. As imagens resultantes mostram somente estruturas realçadas. Além disso, o processamento da projeção com intensidade máxima (MIP) permite avaliar a vasculatura da mama. Hipervascularidade pode indicar doença maligna da mama. Estações de trabalho da mama estão se tornando cada vez mais populares porque colorem e reformatam as imagens, fornecendo avaliação adicional das lesões da mama.

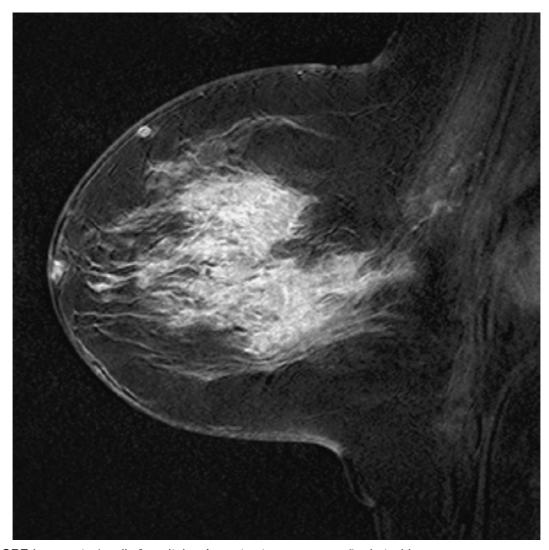



Figura 10.24 GRE incoerente (*spoiled*) sagital após contraste com supressão de tecido.

Protocolo sugerido para o método europeu

Localizador triplanar ou localizador axial/GRE incoerente (*spoiled*) T1

O localizador para este método é o mesmo descrito anteriormente para o método norte-americano, entretanto, se este não estiver disponível no sistema, o localizador axial é adequado.

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 axial

Se não houver localizadores triplanares, pode ser usado um localizador axial. São prescritos cortes/espaçamentos espessos através de uma ou de ambas as mamas de cada lado da luz de alinhamento horizontal.

I 25 mm a S 25 mm

SE/FSE T1 axial (Figura 10.25)

Imagens de alta resolução da mama são adquiridas no plano de varredura axial. Escolhe-se FOV grande o suficiente para incluir as duas mamas. São prescritos cortes/espaçamentos finos no nível da(s) mama(s) para incluir todo o tecido da mama, desde a cauda axilar superior até o mamilo, e posteriormente para incluir o músculo peitoral e a parede torácica.

Supressão de gordura não deve ser utilizada nesta aquisição, porque geralmente as lesões são pretas em relação ao sinal de alta intensidade de gordura na mama.

SE/FSE T2 axial +/– supressão de tecido (Figura 10.26)

Prescrição de corte equivalente ao da aquisição T1 axial para comparar localizações de corte e resolução no plano. A supressão de gordura pode ser utilizada nesta aquisição porque as lesões são, em geral, brilhantes em relação ao sinal de baixa intensidade da gordura suprimida na mama.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 rápido 3D axial (pré-contraste) (Figura 10.27)

Prescrição de corte equivalente aos das aquisições T1 e T2 axiais para comparar as localizações de corte e a resolução no plano, assim como no método norte-americano, porém as imagens são obtidas no plano axial. Supressão de gordura não deve ser usada nessa aquisição.

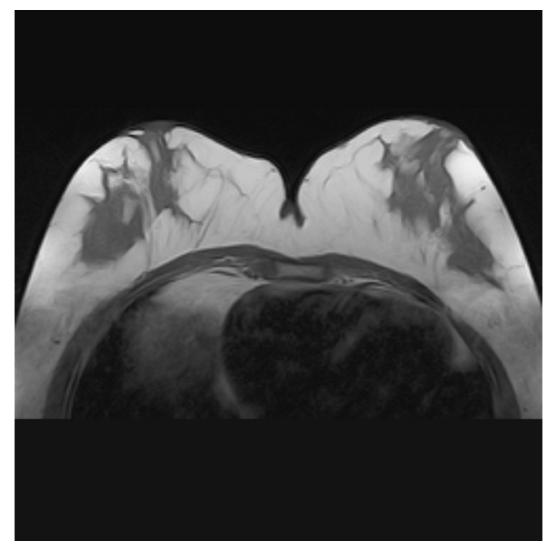



Figura 10.25 SE axial com ponderação em T1 no nível das mamas.

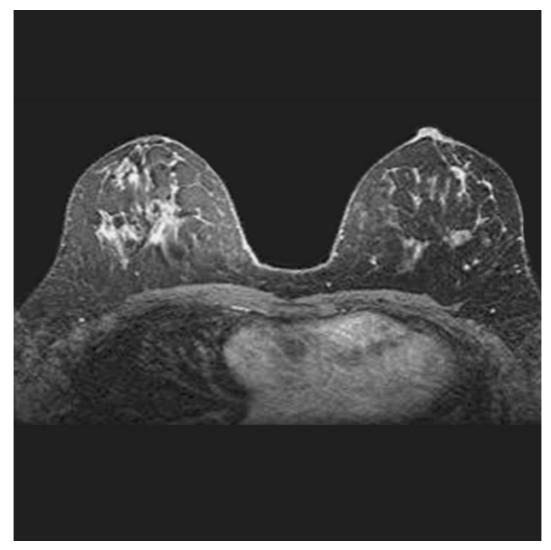



Figura 10.26 Imagem axial com ponderação em T2 no nível das mamas.

Figura 10.27 GRE incoerente (*spoiled*) axial com supressão de tecido.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 rápido 3D axial (pós-contraste)

Como no método norte-americano, porém as imagens são adquiridas no plano axial. Supressão de gordura não deve ser usada nessa aquisição. Imagens subtraídas com *software* de pós-processamento mostram vasos e lesões realçados.

Protocolo sugerido para a avaliação de implantes de silicone

Localizador triplanar ou GRE (*spoiled*) incoerente T1/localizador axial

Como para os métodos norte-americano e europeu descritos anteriormente.

FSE T1 e T2 sagital (alta resolução)

Localização do corte e resolução como no método norte-americano.

IR-FSE ou IR espectral sagital com contraste e supressão de tecido

Para avaliar implantes com ruptura ou intactos são necessárias sequências que suprimam o silicone ou gordura e água juntos. Essas técnicas de supressão envolvem a supressão de água (utilizando pulsos de pré-saturação da água) e de gordura na mama utilizando STIR para visualizar silicone (conhecida como imagem de silicone) e a supressão do próprio silicone para visualização da anatomia da outra mama (conhecida como supressão de silicone). A escolha entre as duas técnicas é, em geral, de responsabilidade do radiologista. Prescrição de corte como para T1 sagital no método norte-americano ou prescrição axial no método europeu.

Sequências adicionais

SE/FSE T1/T2 axial ou STIR

Útil na visualização de implantes. A supressão de tecido pode ser utilizada junto com sequências SE/FSE em vez de STIR. Nota: STIR não deve ser utilizada após contraste (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). STIR com supressão de água

produz imagens que mostram apenas silicone.

SS-FSE/SE-EPI/GRE-EPI/imagens por difusão

As imagens em tempo real podem ser utilizadas na mama. Essas aplicações incluem biopsias e ablações por RF térmica ou focalizada das lesões sob controle de RM em tempo real. DWI da mama podem ser utilizadas na diferenciação entre lesões benignas e malignas e permitem a avaliação da resposta das metástases à quimioterapia.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

Os avanços na tecnologia das bobinas aumentaram muito as características da RSR das bobinas de mama. As bobinas em arranjo de fase retornam sinal mais alto e mais uniforme, enquanto algumas outras conseguem dar brilho ao mamilo e queda de sinal mais próximo a mama. Em geral, o contraste tecidual é bom e, como a RSR é relativamente alta, a resolução espacial pode ser maximizada. FSE é uma grande vantagem nos exames da mama porque facilita a aquisição de matrizes muito finas com tempos de varredura relativamente curtos. O uso de imagens paralelas também pode ser útil para diminuir o tempo de varredura, sem diminuir a resolução. São necessárias bobinas com múltiplos canais.

Alguns centros de imagem utilizam o denominado “método europeu”, enquanto outros escolhem o denominado “método norte-americano”. Cada método inclui imagens de alta resolução adquiridas com tempo de varredura curto durante o contraste dinâmico.

No **método europeu** imagens da mama são adquiridas no plano axial. Neste método as imagens adquiridas incluem as duas mamas no mesmo plano axial. Isto exige que o FOV seja relativamente grande e, embora geralmente sejam escolhidas matrizes de alta imagem que fornecem melhor resolução no plano, isto prolonga o tempo de varredura, o que não é o ideal para a imagem dinâmica. Cortes finos podem ser usados, dependendo da cobertura necessária e da resolução de todo o plano desejado, mas a cobertura pode ser um problema.

No **método norte-americano** imagens são adquiridas no plano sagital, uma mama de cada vez, unilateral ou bilateralmente. Neste plano a cobertura da mama é obtida com menos cortes e tempos de aquisição mais curtos (ideal para a imagem dinâmica). Além disso, como é necessário FOV menor, é obtida alta resolução em todo o plano e de maneira uniforme. A imagem unilateral da mama opta por visualizar a mama em estudo, e, posteriormente, em outra data, imagear o lado contralateral (porque não é possível administrar, no mesmo dia, outra dose de gadolínio para obter a imagem da mama contralateral). Entretanto, a aquisição bilateral pode ser obtida realizando o exame de uma mama e depois da outra, na mesma aquisição. A aquisição bilateral ideal produz imagens 3D, adquiridas com aquisição intercalada, dinamicamente durante o contraste.

A desvantagem do método norte-americano é que as imagens da mama são, em geral, obtidas uma de cada vez, enquanto o método europeu adquire as duas imagens simultaneamente.

A desvantagem do método europeu é que muitas instituições, na tentativa de visualizar mais anatomia (do tórax e das estruturas circundantes) tendem a utilizar resolução do plano menor que a ideal (FOV grande e/ou matriz baixa) em comparação ao método norte-americano, que utiliza resolução de plano alta (FOV pequeno e/ou matriz alta) nas imagens sagitais.

Técnicas de supressão de tecido são úteis nas imagens da mama para diferenciar entre lesão e tecido adiposo que circunda a mama. A supressão de gordura convencional nem sempre é ideal, sobretudo nas aquisições bilaterais axiais com o método europeu, que utiliza FOV grande, resultando em sombras nas imagens. Infelizmente, STIR (embora seja uma técnica de supressão de gordura homogênea) não pode ser realizada após administração de gadolínio porque suprime as lesões que são realçadas por este agente. As técnicas de supressão espectral, que melhoram a uniformidade da supressão de gordura, frequentemente fornecem supressão mais uniforme através de FOV grande.

A uniformidade do campo magnético local também pode melhorar a qualidade da supressão de gordura com essas técnicas. Por este motivo pode ser necessário adição de *shimming* (homogeneização de campo) antes das sequências de supressão de tecido; entretanto, essa adição pode ser problemática na mama. *Shimming* nas mamas pode ser unilateral ou bilateral. O *shimming* bilateral geralmente inclui as duas mamas, o ar entre as mamas e a parede torácica anterior, isto é, muitos tipos diferentes de tecido. No *shimming* unilateral a supressão é ideal, porque o volume de *shimming* inclui tecidos de composição semelhante, entretanto, a mama contralateral apresentará *shimming* subideal (Figuras 10.28 e 10.29).

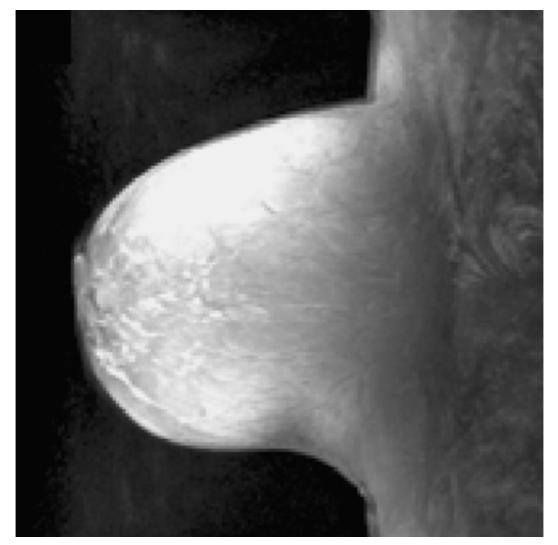



Figura 10.28 Imagem sagital da mama após *shimming* (homogeneização de campo) insatisfatório.

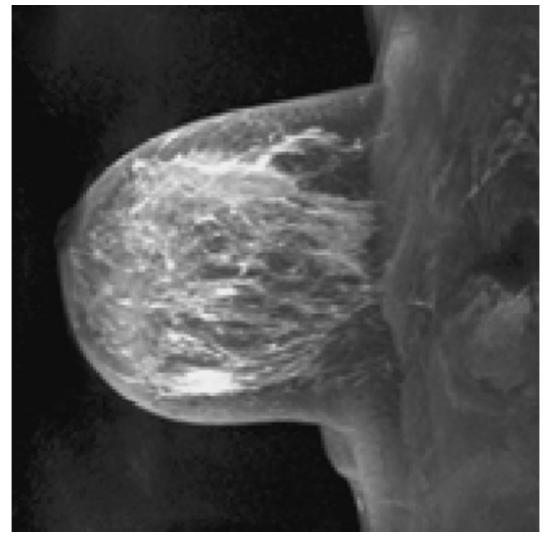



Figura 10.29 Imagem sagital da mama após *shimming* (homogeneização de campo) satisfatório.

Problemas com artefatos

O artefato respiratório diminui um pouco quando a paciente fica em decúbito ventral em vez de dorsal. A(s) bobina(s) também não se move(m) durante a respiração quando a paciente está em decúbito ventral. O fluxo e o movimento cardíaco nos vasos mamários também podem ser problemáticos. A mudança do eixo de codificação de fase de S para I nas imagens sagitais e de D para E nas imagens axiais move o artefato posterior à mama, o qual pode interferir nas axilas. Consequentemente, pode ser necessário repetir o exame com o eixo de fase em sua direção original se as axilas também estiverem sendo avaliadas. É necessário superposição quando o eixo de fase é mudado se o sinal for retornado pelo tecido localizado na bobina, mas fora do FOV na direção de fase. Os pulsos de pré-saturação espacial introduzidos no FOV e colocados posteriormente sobre o coração podem ser úteis para reduzir o artefato de movimento cardíaco.

Considerações da paciente

Muitas pacientes ficam muito ansiosas porque já apresentaram mamografias com resultados anormais e/ou doença prévia. Portanto, a tranquilização e a explicação minuciosa do procedimento são mais importantes do que o habitual. A natureza complicada e demorada deste exame pode ser assustadora para a paciente. É fundamental que ela não se mova durante ou após a injeção, porque a sequência dinâmica é planejada a partir de cortes axiais prévios e são feitas comparações entre as imagens obtidas antes e após a injeção de contraste.

Como a paciente assume uma posição pouco natural (em decúbito dorsal com os braços para trás ou para a frente) e o exame é relativamente demorado, é importante garantir que ela esteja confortável antes do início do exame. Alguns estudos revelam que, devido às alterações nos tecidos da mama influenciadas pelos hormônios, este exame deve ser realizado 10 a 15 dias após o início do ciclo menstrual. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste é usado nas imagens rápidas para avaliar a resolução temporal de uma lesão (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Esta aquisição dinâmica permite a avaliação da hemodinâmica da lesão da mama. Em muitos casos as lesões que aparecem e desaparecem rapidamente provavelmente são malignas. As lesões que aparecem e desaparecem lentamente provavelmente são benignas.

A janela para imagem ideal da avaliação de câncer de mama é de aproximadamente 10 dias após a menstruação. Em outras ocasiões, durante o ciclo menstrual, ocorre variabilidade hormonal e o parênquima normal da mama pode estar realçado, mascarando lesões pequenas. Infelizmente, as pacientes estão, em geral, tão ansiosas para realizar o exame o mais rápido possível que não conseguem aguardar o período entre seu ciclo menstrual. Se este for o caso e a paciente não conseguir aguardar, é preciso avisar ao radiologista que pode ocorrer realce inexplicado no tecido da mama normal. Entretanto, este procedimento não é eficiente, porque pode ser necessário repetir o exame na ocasião correta dentro do ciclo menstrual. Deve-se aguardar pelo menos 24 horas para repetir o exame para que o gadolínio seja excretado.

Na técnica de imagem unilateral da mama, primeiro obtém-se a imagem da mama em questão e, em outra data, a da mama contralateral. No exame unilateral deve-se obter uma imagem dinâmica da mama examinada. A avaliação da imagem após administração de contraste do lado contralateral **não** é recomendada porque muitas lesões de mama desaparecem antes de a imagem tardia ser obtida, podendo produzir resultados falsos. Lembre-se de que a repetição do exame deve aguardar pelo menos 24 horas para que o gadolínio seja eliminado.

No exame bilateral obtenha a imagem de uma mama e, a seguir, a da outra, com a mesma aquisição. A aquisição bilateral ideal produz imagens 3D dinâmicas intercaladas contrastadas. Neste exemplo, seria obtida quase simultaneamente uma aquisição 3D da mama direita e, a seguir, da mama esquerda, e novamente da mama direita, durante a injeção e por vários minutos após a injeção.

Axila

Indicações comuns

- Diagnóstico e caracterização de doença metastática dos linfonodos axilares especialmente, mas não exclusivamente, em pacientes com carcinoma de mama
- Diagnóstico e caracterização de massas axilares.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobinas de superfície/bobinas em arranjo de fase/bobinas com múltiplos arranjos
- Dispositivos de CR
- Derivações para *gating* periférico
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os braços ao lado do corpo ou sobre a cabeça, com a bobina colocada sobre a axila. Os dispositivos de CR (se necessário) e as derivações para *gating* periférico são firmemente afixados. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da axila. As duas axilas podem ser examinadas ao mesmo tempo.

Protocolo sugerido

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 em apneia coronal

Atua como localizador se não houver localizadores triplanares ou como uma sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos em relação à luz de alinhamento vertical, desde a musculatura torácica posterior até o esterno. Esta imagem inclui as áreas axilar e supraclavicular.

P 60 mm a A 80 mm

SE/FSE T1 axial

São prescritos cortes/espaçamentos médios através das axilas e das fossas supraclaviculares.

SE/FSE DP/T2 axial ou STIR

Prescrição de corte como para T1 axial, **exceto** pelo uso de supressão de tecido nas sequências SE/FSE.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 e T2 sagital

Fornece um plano adicional para visualização do plexo braquial. Prescreve cortes desde a articulação esternoclavicular medialmente até o úmero lateralmente.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e o contraste intrínsecos na axila são, em geral, relativamente bons. Podem melhorar ainda mais se forem colocadas bobinas de superfície perto das axilas ou se forem utilizadas bobinas de mama em arranjo de fase, em vez de bobina corporal (*body coil*). Uma boa resolução é obtida com o uso de matrizes finas, com o menor FOV possível e cortes médios, sem prejuízo para a RSR. As sequências SE são tradicionalmente utilizadas para mostrar a anatomia e patologia, mas a FSE também é útil, apesar de algum movimento respiratório e de fluxo. Isto é especialmente verdadeiro nas imagens em T2, porque a redução associada no tempo de varredura permite a implementação de matrizes mais finas, portanto é obtida

melhor resolução. A qualidade da imagem é ainda mais otimizada pela escolha de múltiplos NEX/NSA, que diminuem efetivamente o artefato de movimento de fluxo e respiratório causado pelo aumento do sinal médio. Na imagem axial, o FOV retangular/assimétrico é útil (especialmente associado a FSE) com o eixo longo do retângulo situado da D para a E. Entretanto, o artefato de dobra nas bordas da imagem (*aliasing*) pode ser um problema se for escolhido um FOV particularmente pequeno. É necessária a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em A e P em relação ao FOV para reduzir este fenômeno (ver Capítulo 4, *Fenômenos de Fluxo e Artefatos*).

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato nesta área é proveniente do movimento respiratório e de fluxo nos vasos subclávios. O uso de FSE associado a múltiplos NEX/NSA frequentemente é tão efetivo na redução do artefato respiratório quanto CR nesta área. Os fantasmas de fase ocorrem ao longo do eixo A para P nas imagens axiais, de modo que geralmente não interferem nas axilas. Entretanto, nas séries coronais o artefato de fase no eixo D para E pode ser um problema. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em D e em E no FOV diminui o artefato de influxo axilar proveniente das veias subclávias, mas é preciso cautela para que não saturem estrutura anatômica importante. GMN também é útil para reduzir ainda mais o artefato, mas como confere aos vasos um sinal alto e aumenta o TE mínimo, em geral não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de pré-saturação química/espectral.

Considerações do paciente

Os braços do paciente são colocados ao lado do corpo ou sobre a cabeça e mantidos com coxins de imobilização, se necessário. Informe ao paciente a importância de manter os braços quietos durante o exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser administrado para identificação de patologia nesta área. Como, às vezes, as axilas contêm gordura, frequentemente são necessárias técnicas de supressão de gordura. Isto é especialmente verdadeiro nas imagens FSE com ponderação em T2, nas quais a gordura retorna um sinal semelhante ao da patologia.

Plexo braquial

Anatomia básica (Figura 10.30)

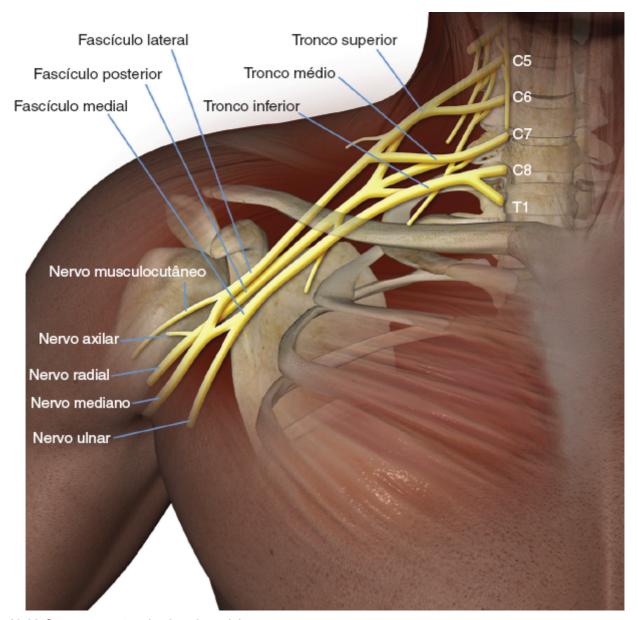



Figura 10.30 Os componentes do plexo braquial.

Indicações comuns

- Diagnóstico e caracterização das lesões do plexo braquial, especialmente aquelas secundárias a carcinoma de mama e dos brônquios
- Síndrome do desfiladeiro torácico
- Avaliação do plexo braquial após traumatismo.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina de pescoço anterior/bobina volumétrica de pescoço/bobinas com múltiplos arranjos
- Dispositivos de CR
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame e os dispositivos de CR são conectados, se necessário. O paciente é posicionado de forma que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível das articulações esternoclaviculares.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1 axial

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível, ou como uma sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos de cada lado da luz de alinhamento horizontal. Esta imagem inclui a área desde as articulações esternoclaviculares até a terceira vértebra cervical.

I 25 mm a S 25 mm

SE/FSE T1 coronal/oblíqua (Figura 10.31)

Ao se usar imagem sagital, são prescritos cortes finos intercalados, paralelos ao eixo longo das vértebras cervicais inferiores (C4 a C7), desde a face posterior da porção cervical da medula espinal até as articulações esternoclaviculares. Essa imagem inclui a área desde a terceira vértebra cervical até o arco aórtico. Uma imagem axial pode ser usada para ajustar o plano coronal de modo que o plexo braquial seja apresentado simetricamente.

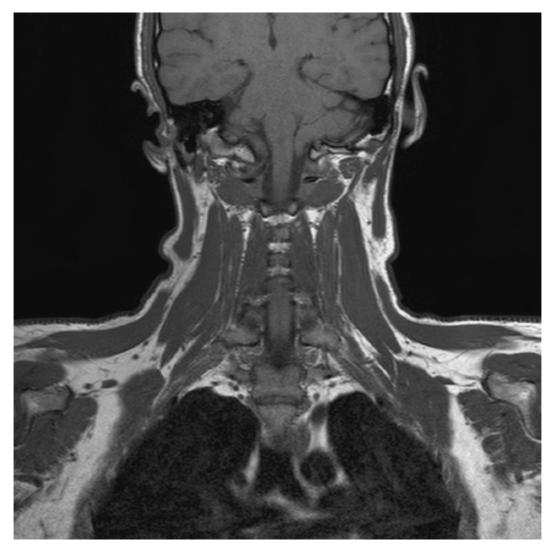



Figura 10.31 SE coronal com ponderação em T1 do plexo braquial normal.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 axial 3D

Ao se usar imagem sagital, são prescritos cortes finos e um número pequeno ou médio de localizações de corte perpendiculares às vértebras cervicais inferiores desde o arco aórtico até a terceira vértebra cervical. A cobertura pode ser ampliada para permitir a dobradura do corte.

SE/FSE DP/T2 axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde o arco aórtico até a terceira vértebra cervical. Às vezes, a introdução de pulsos de supressão de tecido é útil para diferenciar entre tumor e gordura.

SE/FSE T1 sagital/oblíqua

Ao se usar uma imagem coronal em que o plexo braquial seja exibido, são prescritos cortes/espaçamentos finos perpendiculares ao eixo longo do plexo braquial sintomático, abrangendo desde a medula espinal até o aspecto medial do úmero. Essa imagem oblíqua e sagital exibe um corte transversal do plexo braquial com mais precisão do que o plano sagital verdadeiro.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

As características da RSR e da RCR do plexo braquial dependem do tipo de bobina utilizada. Bobinas de superfície e bobinas volumétricas especificamente desenhadas retornam um sinal mais intenso do que a bobina corporal, portanto a resolução espacial obtida é melhor. A SE fornece ótimo contraste, mas a FSE pode ser implementada se necessário. A resolução espacial é importante porque é necessária para mostrar as vias neurais no plexo braquial. As séries coronais exigem os mais finos cortes intercalados. A aquisição volumétrica também é benéfica porque são obtidos cortes muito finos sem espaçamento, associados à visualização da anatomia em qualquer plano. Entretanto, os tempos de varredura são bem longos, aumentando a probabilidade de movimento. Como o objetivo da aquisição volumétrica é mostrar a anatomia, GRE incoerente (*spoiled*) em T1 é a sequência de pulso de escolha.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato é o movimento respiratório, portanto utiliza-se CR se houver problemas nesse sentido. Uma alternativa é a técnica de apneia, que pode ser utilizada para interromper o movimento respiratório. O artefato de movimento ocorre na direção de fase, portanto a mudança do eixo de fase para e I nas séries coronais frequentemente é benéfica. FOV relativamente pequeno é escolhido para otimizar a resolução espacial, com *aliasing* sendo um problema se for utilizada bobina corporal (*body coil*). Portanto, é necessário superposição de amostra se a anatomia estiver localizada no interior da bobina, mas fora do FOV na direção de fase.

Os pulsos de pré-saturação espacial na direção S para I são importantes para reduzir o fluxo nos vasos carotídeos e jugulares. Além disso, nas séries coronais os pulsos de pré-saturação espacial D e E diminuem o artefato de fluxo causado pelos vasos subclávios. GMN também diminui o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é útil nas sequências com ponderação em T1. Sempre ocorre alguma dobradura de corte no primeiro e no último corte da aquisição volumétrica. Pulsos de pré-saturação espacial situados sobre a anatomia fora do volume, na direção da aquisição do corte, diminuem significativamente este fenômeno. Por exemplo, na aquisição volumétrica axial, os pulsos de pré-saturação espacial introduzidos em S e em I em relação ao volume da imagem anulam o sinal dos cortes que podem se dobrar no volume a partir de cima e de baixo (ver tópico *Imagens volumétricas* no Capítulo 2, *Parâmetros e Compensações*).

Considerações do paciente

Informe ao paciente a duração da aquisição de volume e a importância de permanecer quieto. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser utilizado para realçar massas no plexo braquial, mas não é um procedimento de rotina.

Pontos-chave

- Na maioria dos casos, a bobina corporal (*body coil*) produzirá imagens ideais do tórax. Para RSR mais alta, devem ser utilizadas bobinas torso em arranjo de fase de resolução mais alta
- As sequências SE com ponderação em T1 são tradicionalmente usadas para mostrar a anatomia e o sangue escuro (*black blood*). Imagens de sangue escuro (*black blood*) podem ser obtidas com a técnica de IR dupla (DIR) para anular o sinal do sangue

- As sequências GRE são úteis na avaliação do fluxo, e as sequências com ponderação em T2 revelam patologia e líquido livre
- A compensação dos artefatos de movimento fisiológico no tórax pode ser reduzida com muitas opções de imagem, incluindo: compensação respiratória, técnicas de apneia, *gating* cardíaco, *triggering* cardíaco ou outras opções de imagem (pulsos de saturação ou anulação do momento do gradiente). As técnicas de apneia são realizadas pela aquisição de sequências de imagem rápidas ($\leq$ 20 segundos) e orientando-se o paciente a prender a respiração durante a aquisição da imagem
- O movimento cardíaco é bem reduzido pelo *gating* cardíaco ou pela mudança da direção de codificação fase, de modo que os artefatos de movimento sejam afastados da região de interesse
- Graças ao posicionamento oblíquo do coração no tórax, imagens cardíacas específicas são necessárias para visualizar as câmaras cardíacas e realizar um imageamento funcional
- Sequências cardíacas específicas também são necessárias para avaliar anatomia e função cardíacas
- O imageamento das mamas requer atenção ao protocolo e experiência por parte do radiologista responsável pelo exame. Questões como ansiedade e posicionamento da paciente, prescrição de corte e tempo de contraste são fundamentais para um diagnóstico de qualidade
- Especialização técnica e conhecimento acerca do funcionamento da RM são altamente desejáveis quando se examinam áreas como a axila e o plexo braquial, que normalmente apresentam artefatos provenientes de espessuras e movimentos corpóreos regionais diferentes.

11 Abdome

Fígado e sistema biliar
Rins e glândulas suprarrenais
Pâncreas
Imagens vasculares

Quadro 11.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4
ARM-PC 2D e 3D	
TE	mínimo
TR	25 a 33 ms
Ângulo de inclinação	30°
VENC venosa	20 a 40 cm/s
VENC arterial	60 cm/s

Grande	> 128
ARM-TOF 2D	
TE	mínimo
TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	40° a 60°
ARM-TOF 3D	
TE	mínimo
TR	25 a 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados referem-se aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Fígado e sistema biliar

Anatomia básica (Figura 11.1)

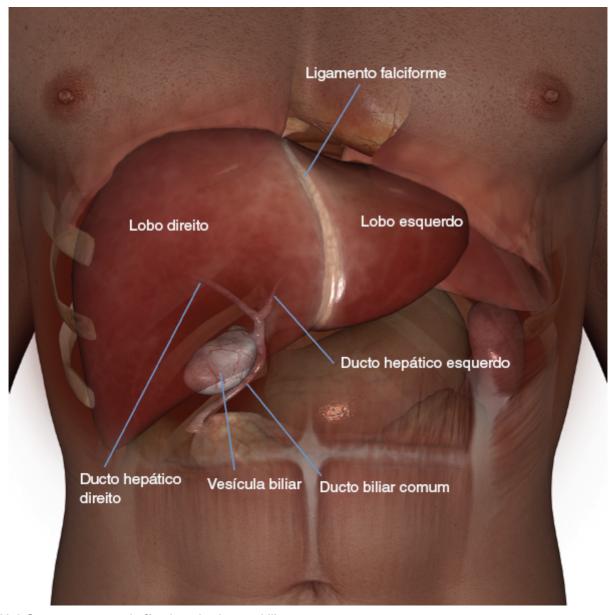



Figura 11.1 Os componentes do fígado e do sistema biliar.

Indicações comuns

- Lesões focais e estadiamento de neoplasias
- Hepatopatia benigna, especialmente hemangioma e hiperplasia nodular focal
- Hemocromatose
- Doença da vesícula biliar
- Obstrução do ducto biliar
- Avaliação de infiltração hepática, tal como por ferro ou gordura.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina torso volumétrica em arranjo de fase
- Dispositivos de CR
- Tampões ou fones de ouvido
- Derivações para *gating* periférico, se necessário.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os dispositivos de CR (se necessário) firmemente fixados. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da terceira vértebra lombar ou da margem costal inferior.

Protocolo sugerido

Incoerente (*spoiled*) em apneia coronal (Figura 11.2)

Atua como localizador, se não houver localizadores triplanares, ou como sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos em relação à luz de alinhamento vertical, desde os músculos abdominais posteriores até a parede abdominal anterior. Esta imagem inclui desde a sínfise púbica até o diafragma.

P 60 mm a A 40 mm

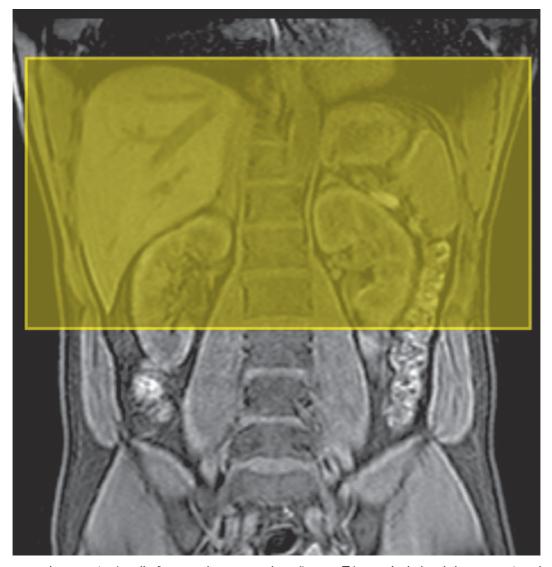



Figura 11.2 Imagem incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 no nível do abdome mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial do fígado.

SS-FSE em apneia coronal

Prescrição de corte como para T1 coronal.

P 60 mm a A 40 mm

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 axial +/– em fase e fora de fase (*in phase and out phase*) (Figuras 11.3 e 11.4)

Tal como em T1 coronal, **exceto** que são prescritos cortes desde o diafragma até a margem inferior do fígado.

Às vezes, são necessárias imagens tardias contrastadas empregando técnicas de supressão de tecido para avaliar as fases arterial, venosa e de equilíbrio.

SE/FSE T2 axial ou GRE T2* (Figuras 11.5 e 11.6)

Prescrição de corte como para T1 axial.

BGRE T2* axial

Prescrição de corte como para T1 axial.

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 axial em apneia + contraste

Prescrição de corte como em T1 axial.

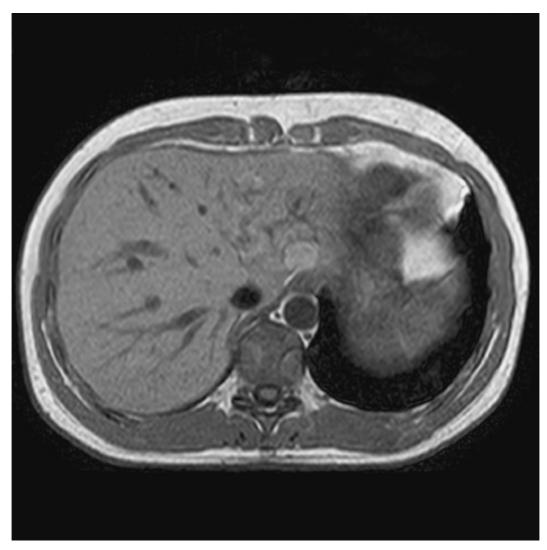



Figura 11.3 FSE axial com ponderação em T1 no nível do fígado.

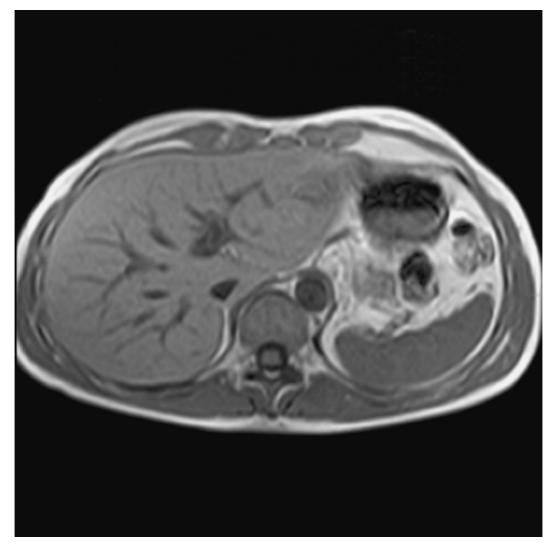



Figura 11.4 Imagem GRE incoerente (*spoiled*) axial com ponderação em T1 em apneia do fígado.

Figura 11.5 GRE T2* rápido axial no nível do fígado.

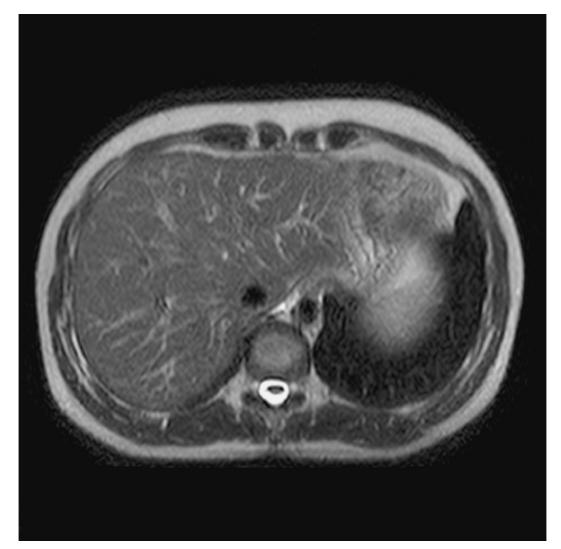



Figura 11.6 SS-FSE T2 axial no nível do fígado.

Sequências adicionais

SS-FSE CPRM (Figura 11.7)

Esta sequência fornece imagens nas quais apenas espaços cheios de líquido, tais como a vesícula biliar e os ductos biliares, retornam sinal. É necessário usar TE e TR muito longos para eliminar efetivamente o sinal de todos os tecidos, exceto aqueles com tempos de decaimento longos em T2. São necessários TE superior a 200 ms e TR de mais de 10 s (ver também a seção *Pâncreas*, neste capítulo, e *Glândulas Salivares*, no Capítulo 8, *Cabeça e Pescoço*). Se SS-FSE não estiver disponível pode ser substituída por uma sequência FSE.

SS-FSE/GRE-EPI/SE-EPI/imagem por difusão

As imagens em tempo real são utilizadas no fígado e no sistema biliar. Isto inclui biopsias e ablações térmicas das lesões hepáticas sob controle com RM em tempo real. Além disso, foram desenvolvidas técnicas de difusão e perfusão do fígado que podem eliminar o uso de contrastes no futuro. Imagens DWI são sobrepostas às aquisições com ponderação em T1. As imagens DWI fornecem informações sobre a patologia, enquanto a aquisição com ponderação em T1 fornece dados anatômicos. As imagens produzidas não são diferentes das obtidas com PET/CT. Além disso, as imagens com tensor de difusão associadas às técnicas de imagens paralelas permitem a diferenciação entre as lesões hepáticas benignas e malignas e também podem ajudar na quantificação da fibrose hepática.

Figura 11.7 SS-FSE coronal da vesícula biliar (CPRM). Foram utilizados valores muito longos de TR e de TE na obtenção da imagem na qual é observado apenas líquido.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e a RCR intrínsecas do conteúdo abdominal são, em geral, excelentes devido à alta densidade de prótons, e o uso de bobina torso volumétrica em arranjo de fase aumenta ainda mais esta densidade. Além disso, as técnicas de imagens paralelas utilizando bobinas com múltiplos arranjos conseguem diminuir significativamente o tempo do exame. Devido ao artefato respiratório pode ser necessário CR ou *triggering* respiratório. Uma opção consiste na utilização de técnicas em apneia para reduzir o movimento respiratório. Nas sequências T1 axiais é necessário diminuir o TR para menos de 400 ms nas sequências SE, porque este é o valor considerado ideal para mostrar o contraste hepático. Como o número de cortes disponível por aquisição é reduzido com TR curto, podem ser necessárias duas ou três aquisições para abranger todo o fígado. Duas sequências FSE utilizando TE de 80 e de 160 ms são necessárias para caracterizar os hemangiomas, que retêm sinal de alta intensidade nas imagens eco tardias.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato no fígado é o movimento causado pela respiração, fluxo e peristalse. Frequentemente é necessário CR ou *triggering* respiratório, especialmente nos cortes axiais superiores, devido à proximidade do diafragma. Entretanto, também podem ser utilizadas técnicas em apneia. O *gating* periférico é, às vezes, utilizado, mas frequentemente aumenta o tempo de varredura, sobretudo se a frequência cardíaca do paciente for baixa ou o débito cardíaco insatisfatório, de modo que o sistema não consegue realizar o *triggering* eficientemente a cada onda R. Comumente, o *gating* periférico não causa melhora significativa na qualidade da imagem, servindo apenas para prolongar o tempo de varredura. Nessas circunstâncias, é aconselhável não utilizá-lo. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV é necessária para diminuir o artefato de movimento do fluxo na aorta e na VCI. A GMN também diminui o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. O movimento intestinal frequentemente é um problema nos cortes axiais inferiores do fígado, enquanto o artefato de

movimento gástrico é, às vezes, evidente nos cortes mais superiores. A administração IV, IM ou SC de antiespasmódicos antes do exame reduz efetivamente este problema.

Considerações do paciente

É importante explicar ao paciente como o exame é realizado. Assegure-se de que o paciente esteja o mais confortável possível. Alguns agentes antiespasmódicos administrados por via IM podem provocar náuseas, mas um suco de fruta oferecido depois do exame consegue aliviar este efeito.

Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre é necessário o uso de tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste é útil para mostrar metástases hepáticas. A ponderação das imagens depende do tipo de contraste utilizado. Agentes que encurtam T1, como gadolínio, exigem imagens contrastadas com ponderação em T1. Essas imagens podem ser adquiridas junto com pulsos de supressão de tecido e em múltiplas fases para avaliar as características do contraste dinâmico das lesões hepáticas. A ponderação em T2 é necessária depois da injeção de agentes superparamagnéticos que encurtam T2 (específicos para o fígado) (ver Capítulo 7, *Meios de Contraste*). As imagens devem ser retardadas por aproximadamente 1 hora depois da injeção para permitir que o contraste seja captado pelo fígado. O uso de contraste e das imagens dinâmicas para visualização da vasculatura hepática e do sistema biliar está se tornando cada vez mais popular. Contrastes orais e retais, para avaliação de doença gastrintestinal, também são utilizados (ver Capítulo 7, *Meios de Contraste*).

Rins e glândulas suprarrenais

Anatomia básica (Figura 11.8)

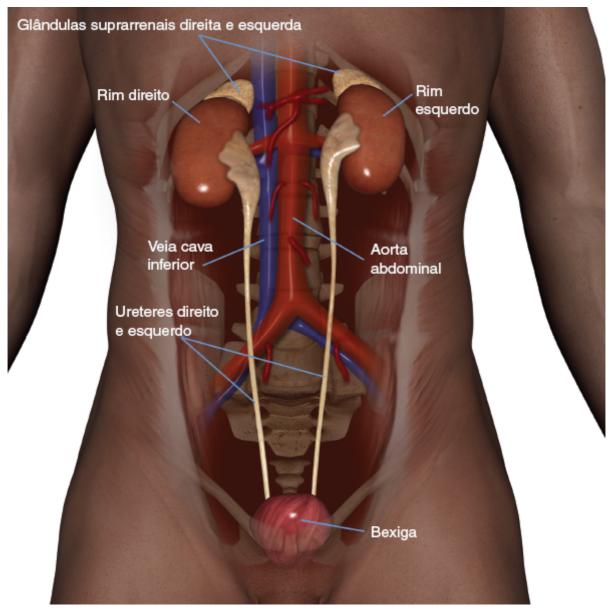



Figura 11.8 O sistema urinário e seu aporte vascular.

Indicações comuns

- Hemorragia e lesões expansivas suprarrenais
- Hemorragia e lesões expansivas renais
- Hipernefroma
- Rejeição de transplante renal
- Obstrução dos ureteres.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina de arranjo multifásico ou em arranjo múltiplo
- Dispositivos de CR
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com os dispositivos de CR firmemente fixados (se necessário). O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da terceira vértebra lombar ou no nível da margem costal inferior. Os rins estão, em geral, localizados aproximadamente quatro dedos abaixo do processo xifoide.

Protocolo sugerido

FSE T1/SE/GRE incoerente (*spoiled*) rápido coronal em apneia (Figura 11.9)

Atua como localizador se não houver localizadores triplanares. Alternativamente, pode ser utilizada como sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento vertical, desde os músculos posteriores do abdome até a parede abdominal anterior. Esta imagem mostra desde a sínfise púbica até o diafragma.

P 60 mm a A 40 mm

Figura 11.9 GRE incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 no nível do abdome mostrando os rins.

SS-FSE T2 coronal em apneia

Atua como localizador, mas também é útil como sequência de diagnóstico, fornecendo informação com ponderação em T2. A limitação dessa sequência é uma RSR relativamente baixa.

BGRE T2 axial em apneia

Prescrição de corte equivalente ao T1 axial.

Essa sequência é ideal para mostrar lesões preenchidas por fluido e o estado dos vasos, além de detectar lesões sólidas.

GRE incoerente (*spoiled*) axial T1 em fase e fora de fase (*in phase and out phase*) +/– contraste +/– supressão de tecido (Figuras 11.10 a 11.12)

Assim como na SE/FSE T1 coronal, **exceto** que são prescritos cortes/espaçamentos desde a margem inferior dos rins até o aspecto superior das suprarrenais (Figura 11.13). O plano coronal também pode ser útil, dependendo da localização da

lesão. Os cortes também podem ser descentralizados para obter imagens específicas das suprarrenais (Figura 11.14).

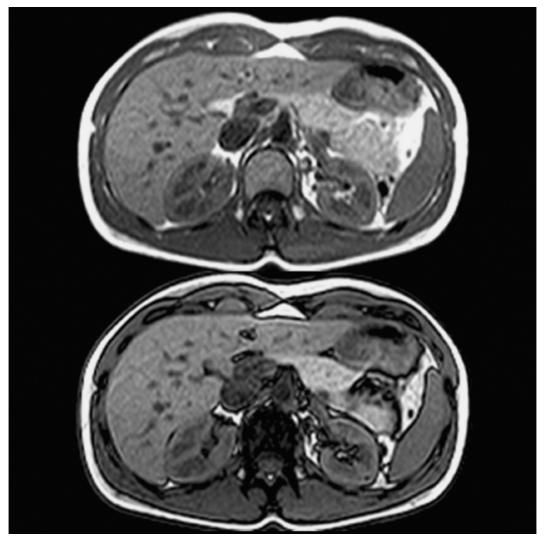



Figura 11.10 GRE incoerente (*spoiled*) axial com ponderação em T1 adquirida com TE quando gordura e água estão em fase (*in phase* – acima) e fora de fase (*out phase* – abaixo).

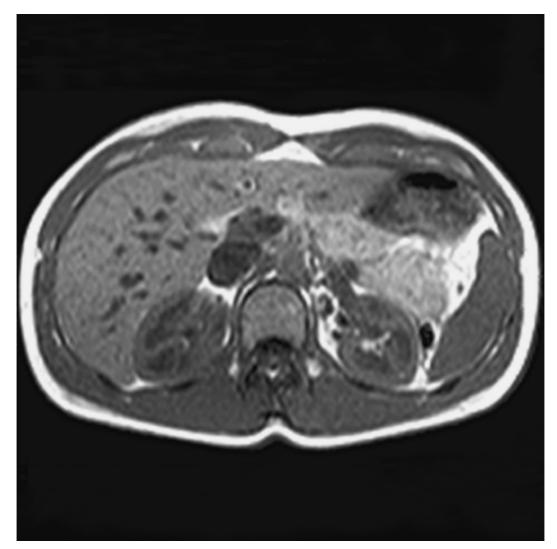



Figura 11.11 GRE incoerente (*spoiled*) rápido axial com ponderação em T1 no nível dos rins.

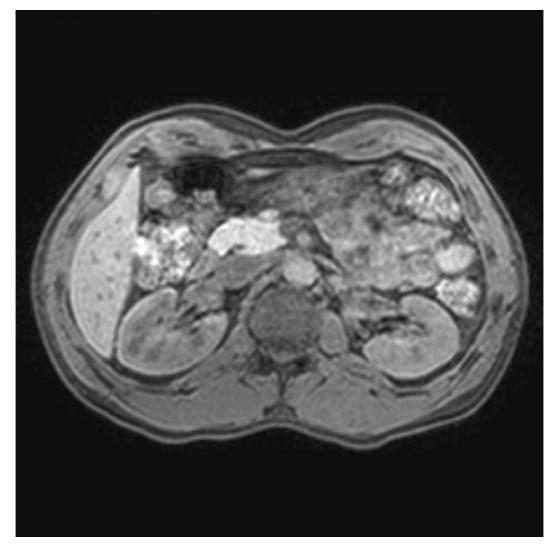



Figura 11.12 GRE incoerente (*spoiled*) axial com ponderação em T1 com supressão de tecido.

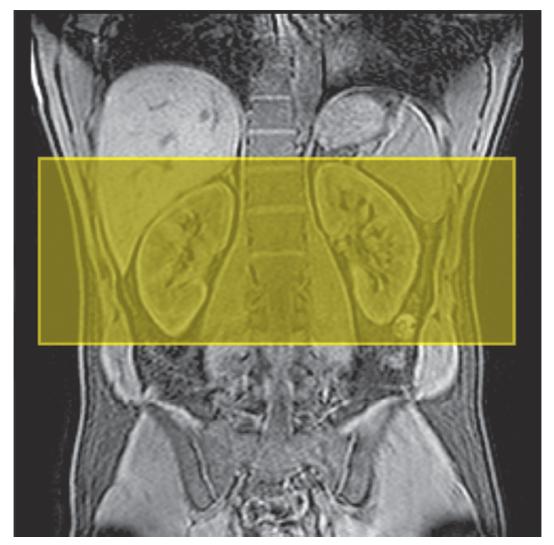



Figura 11.13 GRE incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 no nível do abdome mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial dos rins.

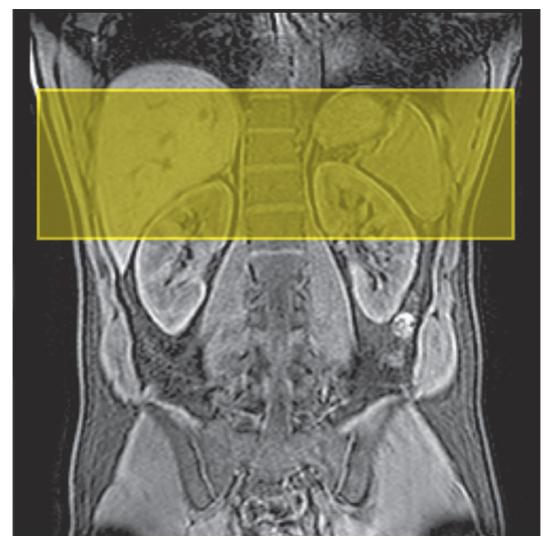



Figura 11.14 GRE incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 no nível do abdome mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial das suprarrenais.

Sequências adicionais

Urografia associada à RM

Sequências FSE ou SS-FSE podem ser utilizadas com TE e TR muito longos para produzir imagens intensamente com ponderação em T2, nas quais é observado apenas o líquido com tempo de decaimento em T2 muito longo. Esta técnica é aplicada no sistema biliar (ver também a seção *Fígado e sistema biliar*, anteriormente, neste capítulo) e nas glândulas salivares. Também pode ser útil no sistema urinário para visualização do sistema coletor renal, dos ureteres e da bexiga.

Imagem por difusão

A DWI utilizando aquisição com SS-EPI associada às técnicas de imagens paralelas pode ser útil para diferenciar lesões malignas das suprarrenais de hiperplasia ou de adenomas e cistos renais de hipernefromas.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e a RCR intrínsecas do conteúdo abdominal são, em geral, excelentes devido à alta densidade de prótons, e o uso de uma bobina torso em arranjo de fase as aumenta ainda mais. Além disso, as técnicas de imagens paralelas com bobinas em arranjos múltiplos diminuem significativamente o tempo de varredura. A resolução espacial é importante, especialmente nas imagens de estruturas relativamente pequenas, tais como os rins e as glândulas suprarrenais, exigindo cortes/espaçamentos finos. Entretanto, frequentemente isto é difícil quando se utiliza uma bobina corporal (*body coil*), FOV grande e na presença de artefato respiratório e de fluxo. O uso de uma bobina torso em arranjo de fase melhora muito a resolução no abdome. Além disso, as técnicas com imagens paralelas podem ser utilizadas para melhorar a resolução, mantendo os tempos de varredura curtos. As sequências SE geralmente produzem melhor contraste no abdome, mas prolongam razoavelmente o tempo de varredura. Por este motivo, GRE em apneia ou sequências SS-FSE frequentemente

são preferidas. FSE associada ao FOV retangular/assimétrico permite a obtenção de imagens T2 e DP com tempo de varredura mais curto.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato nesta área é proveniente do movimento respiratório e do fluxo na aorta e na VCI. Quando possível, a varredura (aquisição) deve ser executada em apneia. O paciente deve receber instruções claras sobre a técnica de apneia. Em caso de dificuldade para prender a respiração, pode ser útil um curto período de hiperventilação antes da apneia. A varredura deve ser executada durante a expiração, porque a posição do rim é mais constante do que na inspiração. Quando a sequência é muito longa para ser executada em apenas uma apneia, geralmente é necessário CR ou *triggering* respiratório, o que reduz significativamente os fantasmas respiratórios. Outra técnica de controle de movimento respiratório é o *gating* por navegador de pulso. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV é necessária para reduzir o artefato de movimento do fluxo originado na aorta e na VCI. Como os rins e as suprarrenais são estruturas retroperitoneais, uma banda de pré-saturação espacial introduzida em FOV e colocada na parede abdominal anterior reduz significativamente o artefato respiratório sem obscurecer a anatomia importante. A GMN também diminui o movimento do fluxo e, em alguns casos, o movimento respiratório, mas aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo.

O artefato de desvio químico frequentemente causa problemas nos rins, sobretudo com campos de maior força. Isso é causado pela gordura retroperitoneal adjacente aos rins cheios de líquido. O estreitamento da largura das bandas de recepção aumenta este artefato, mas se estiver associado às técnicas de supressão de gordura, resulta em melhora significativa da RSR e em redução do desvio químico. Entretanto, esta estratégia aumenta o TE mínimo, sendo reservada para sequências com ponderação em T2. O movimento intestinal também é problemático, mas é efetivamente reduzido com a administração de antiespasmódicos IV, IM ou SC antes do exame.

Considerações do paciente

É importante explicar cuidadosamente o procedimento para o paciente. Verifique se o paciente está o mais confortável possível. Alguns antiespasmódicos IM provocam náuseas, mas este sintoma pode ser aliviado oferecendo-se ao paciente um suco de fruta após a realização do exame. Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Às vezes, o uso de contraste é útil associado às imagens dinâmicas para visualizar a captação renal de contraste (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). A imagem das artérias renais é uma técnica muito utilizada e será comentada mais adiante (ver seção *Imagens vasculares*, neste capítulo). O contraste também pode ser necessário para melhorar a visibilidade das glândulas suprarrenais. Recentemente, foi defendido o uso de imagens funcionais dos rins após a administração de contrastes macromoleculares na avaliação de várias doenças renais. Esses agentes são quase totalmente excretados pelos rins, melhorando, portanto, a visibilidade das lesões com diferentes características de perfusão.

Pâncreas

Anatomia básica (Figura 11.15)

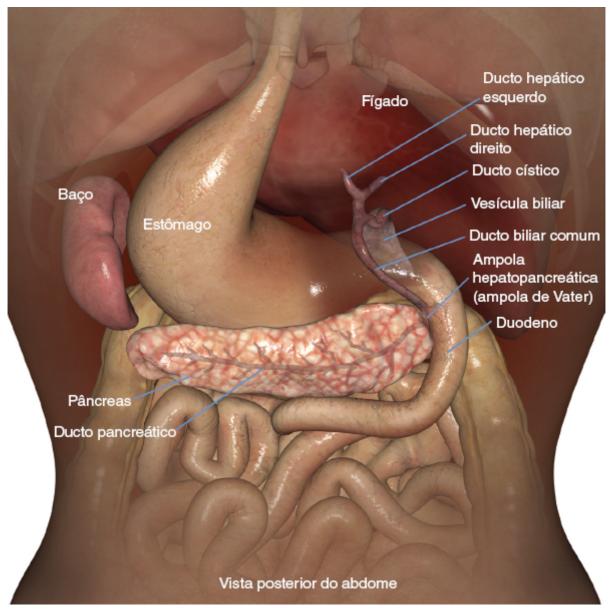



Figura 11.15 O pâncreas e estruturas relacionadas.

Indicações comuns

- Tumores pancreáticos
- Obstrução do ducto pancreático.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina de arranjo multifásico/bobina com arranjo múltiplo
- Dispositivos de CR
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com dispositivos de CR firmemente fixados. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da terceira vértebra lombar ou da margem costal inferior.

Protocolo sugerido

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível ou como uma sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos de cada lado da luz de alinhamento vertical, desde os músculos abdominais posteriores até a parede abdominal anterior. Esta imagem inclui desde a sínfise púbica até o diafragma.

P 60 mm a A 40 mm

FSE/SE/GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1 axial em apneia +/– supressão de tecido em fase e fora de fase (*in phase and out phase*)

Tal como para T1 coronal, **exceto** que são prescritos cortes/espaçamentos finos no nível do pâncreas (Figura 11.16).

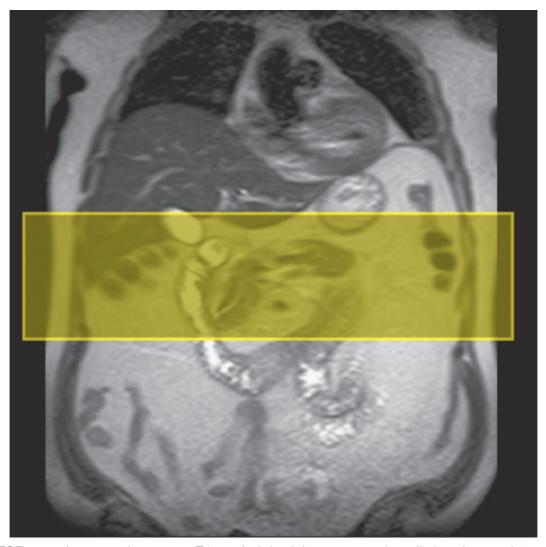



Figura 11.16 FSE coronal com ponderação em T1 no nível do abdome mostrando os limites de prescrição e orientação do corte para imagem axial do pâncreas.

FSE/SS-FSE T2 ou BGRE T2* axial (Figuras 11.17 e 11.18)

Prescrição de corte tal como para T1 axial.

GRE T1 incoerente (*spoiled*) rápido axial em apneia (Figura 11.19)

Para visualização de pequenos tumores pancreáticos +/– contraste.

SS-FSE (Figuras 11.20 e 11.21)

Como na técnica CPRM descrita no sistema biliar. Mostra obstrução do ducto pancreático.

Imagem por difusão

A imagem por difusão associada às técnicas de imagens paralelas pode ser útil para detectar adenocarcinoma pancreático e para diferenciação entre lesões benignas e císticas.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e a RCR intrínsecas do conteúdo abdominal são, em geral, excelentes devido à alta densidade de prótons e o uso de bobina torso em arranjo de fase melhora ainda mais esses parâmetros. Além disso, as técnicas de imagens paralelas com bobinas em arranjos múltiplos reduzem significativamente os tempos de varredura. A resolução espacial também é importante, especialmente nas imagens de estruturas relativamente pequenas, como o pâncreas, que exigem cortes/espaçamentos finos. Entretanto, é difícil obter boa resolução quando se utiliza uma bobina corporal (*body coil*) e FOV grande e na presença de artefato respiratório e de fluxo. A bobina torso em arranjo de fase melhora significativamente a RSR, que pode, então, ser ajustada em função da resolução desejada. Além disso, as técnicas de imagem paralela podem ser utilizadas para melhorar a resolução, preservando tempos de varredura curtos. As sequências SE produzem, em geral, o melhor contraste nesta região, mas resultam em tempos de varredura razoavelmente prolongados, sendo geralmente necessário FSE.

Figura 11.17 FSE T2 axial de alta resolução do pâncreas.

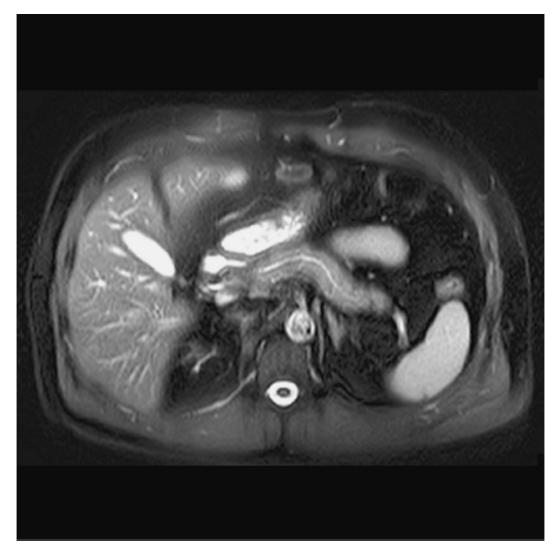



Figura 11.18 SS-FSE T2 axial do pâncreas durante respiração livre.

Figura 11.19 GRE incoerente (*spoiled*) rápido axial com ponderação em T1 do pâncreas.

Figura 11.20 CPRM do ducto pancreático.

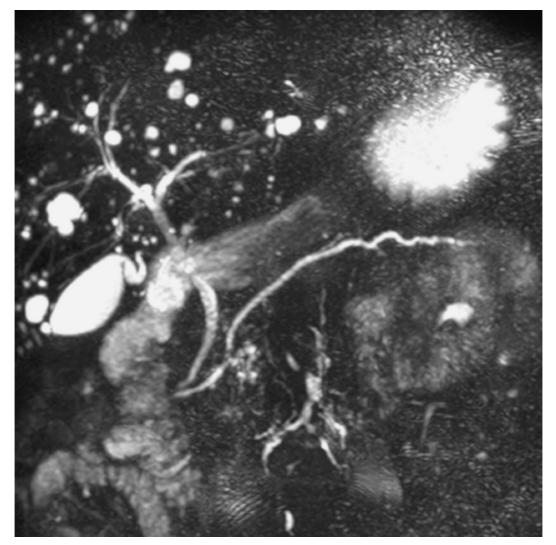



Figura 11.21 CPRM do ducto pancreático e do restante do sistema biliar.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato nesta região é oriunda de movimento respiratório e de fluxo na aorta e na VCI. Quando possível, a varredura deve ser executada com o paciente prendendo a respiração. O paciente deve receber instruções claras sobre a técnica de apneia. Caso haja dificuldade para prender a respiração, pode ser útil um curto período de hiperventilação antes da apneia. A varredura deve ser executada durante a expiração, porque a posição do rim é mais constante do que na inspiração. Quando a sequência é muito longa para ser executada em apenas uma apneia, geralmente é necessário CR ou *triggering* respiratório que reduza significativamente os fantasmas respiratórios (artefatos). Outra técnica de controle de movimento respiratório é o *gating* respiratório por navegador de pulso. A introdução de pulsos de pré-saturação em S e I em relação ao FOV é necessária para reduzir o artefato de movimento de fluxo na aorta e na VCI. GMN também minimiza o movimento de fluxo, mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, não é benéfica nas imagens com ponderação em T1. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido. O movimento gástrico e intestinal também é problemático nesta área devido à proximidade do estômago e do duodeno com o pâncreas. A redução efetiva deste artefato é realizada por meio da administração IV, IM ou SC de agentes antiespasmódicos antes do exame.

Considerações do paciente

A explicação minuciosa do exame é fundamental se forem realizadas sequências em apneia. Alguns antiespasmódicos administrados IM podem causar náuseas, que podem ser melhoradas com um suco de fruta após o exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste frequentemente é necessário nas imagens dinâmicas para visualização de pequenas lesões pancreáticas. Contrastes orais positivos e negativos para delinear o intestino, consequentemente, o pâncreas, podem ser úteis.

Recentemente foram realizados estudos utilizando secretina como contraste. Este procedimento estimula a liberação de líquido no ducto pancreático, melhorando a visualização das imagens com ponderação em T2. A secretina também pode ser útil na avaliação da função pancreática.

Imagens vasculares

Indicações comuns

- Avaliação pré-operatória de trombo, oclusão, estenose e dissecção da aorta
- Demonstração de anomalias vasculares importantes
- Trombose de veia porta ou hepática
- Avaliação da anatomia vascular hepática antes de ressecção de tumor
- Trombose de veia renal
- Avaliação da vasculatura antes e após transplante renal.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina torso volumétrica em arranjo de fase/bobina de arranjo multifásico
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal na mesa de exame e posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível da terceira vértebra lombar ou da margem costal inferior.

No imageamento localizado a luz de alinhamento horizontal passa no nível do vaso que está sendo estudado.

Protocolo sugerido

Atualmente a ARM é uma técnica consagrada, mas tem suas limitações. Localizadores GRE incoerentes (*spoiled*) coronais ou sagitais em apneia podem ser seguidos por ARM-TOF 2D ou 3D axial que são, então, reconstruídas em muitos planos. Embora a ARM-TOF 2D forneça cobertura, o artefato em persiana e a resolução insatisfatória reduzem a qualidade da imagem. ARM-TOF 3D fornece melhor resolução, porém menor cobertura (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). São importantes outros métodos alternativos de visualização da anatomia vascular abdominal, tais como GRE T1 incoerente (*spoiled*) em apneia antes, durante a após a administração de contraste e sequências SE de sangue escuro (*black blood*) e GRE de sangue brilhante (*bright blood*).

ARMC da aorta abdominal e das artérias renais é uma técnica bem conhecida. Uma pequena injeção de gadolínio é administrada por meio de uma cânula na fossa antecubital; a aquisição é cronometrada para a chegada do contraste na área de interesse (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). GRE incoerente (*spoiled*) rápido é a sequência preferida, e o plano coronal é utilizado (Figura 11.22).

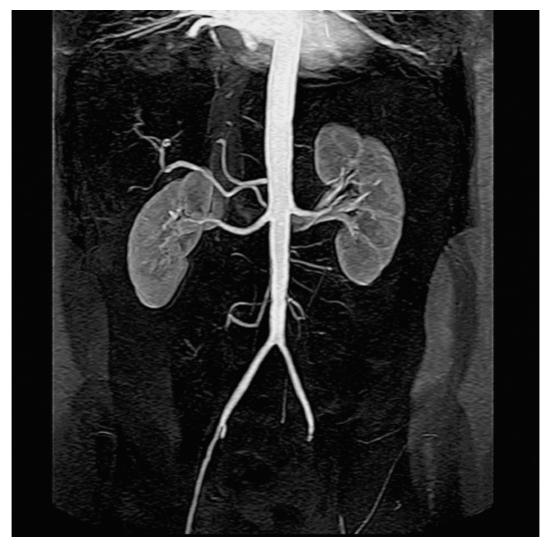



Figura 11.22 GRE incoerente (*spoiled*) coronal com ponderação em T1 em apneia durante contraste dinâmico.

Os pulsos de pré-saturação espacial, quando utilizados com sequências SE, produzem sangue escuro (*black blood*). A persistência do sinal no vaso pode indicar fluxo lento ou obstrução. A GMN, quando utilizada com sequências GRE, produz sangue brilhante (*bright blood*). O achado de sinal de vácuo no vaso pode indicar fluxo lento ou oclusão.

Devido aos eventos recentes envolvendo fibrose sistêmica nefrogênica e gadolínio, muitos fabricantes desenvolveram técnicas de ARM não realçada por contraste, baseadas em sequências no estado estacionário (*steady state*), como BGRE. O contraste é produzido com um pulso invertido seletivo a fim de suprimir o tecido estacionário na imagem volumétrica. Esse pulso também suprime o sinal proveniente do sangue, como o sangue venoso (Inhance Inflow IR, syngo NATIVE e B-TRANCE).

Outras técnicas não realçadas por contraste utilizam uma FSE 3D, na qual o mecanismo de contraste para visualizar os vasos se baseia na diferença do sinal intravascular entre os fluxos máximo e mínimo durante o ciclo cardíaco. Na imagem diastólica, tanto as artérias quanto as veias são brilhantes. Na imagem sistólica, as artérias aparecem escuras devido ao defasamento do sinal na corrente sanguínea rápida, e as veias são brilhantes. Portanto, na imagem subtraída, apenas as artérias são visíveis (syngo NATIVE SPACE e TRANCE).

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e a RCR nas imagens vasculares do abdome melhoram com o uso de bobinas em arranjo de fase. Além disso, as técnicas com imagens paralelas permitem a redução do tempo de varredura ou a melhora da resolução. Entretanto, quando se utiliza contraste, as imagens podem ser adquiridas rapidamente à custa da RSR e da RCR, porque o gadolínio fornece contraste suficiente para a visualização da estrutura do vaso. Outras opções, como o preenchimento cêntrico do espaço K ou imagens por meio da técnica "*propeller*" (quando o espaço K é preenchido nas faixas em rotação), permitem melhor resolução temporal quando o contraste é utilizado na imagem volumétrica.

Se for utilizada a ARM convencional para otimizar o contraste do vaso nas sequências ARM-TOF, são introduzidas bandas de pré-saturação espacial em S em relação ao FOV para visualização da VCI e em I em relação ao FOV para

mostrar a aorta. A visibilidade do vaso é aumentada com o uso de GMN, que aumenta o sinal nos vasos, e MT, que suprime o sinal de fundo (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Quando se usam sequências BGRE com pulso invertido, o tempo de inversão (TI) determina a quantidade e a extensão de sangue fresco que entra na imagem volumétrica. Todavia, como o TI também influencia a supressão de fundo, o operador pode otimizar o TI para controlar o equilíbrio entre visibilidade do vaso e supressão de fundo. O TI ideal depende do fabricante, por isso é importante ler as instruções.

Problemas com artefatos

O movimento respiratório é uma possível fonte de artefato nesses exames. O artefato em persiana, comum nas sequências ARM-TOF 2D, também é causado pela respiração e pelo fluxo pulsátil (ver *Imagem vascular* na Parte 1). Portanto, o uso de técnicas em apneia costuma ser necessário. ARM-TOF engatilhada (sincronizada) e o uso de bandas de pré-saturação itinerantes podem ser instituídos para reduzir os artefatos pulsáteis.

Considerações do paciente

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, os tampões ou fones de ouvido são necessários para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

A ARM contrastada para melhorar a qualidade da imagem é uma técnica importante. Os contrastes encurtam o T1 do sangue, portanto, aumentam o contraste nos vasos nas sequências sensíveis a T1. Além disso, às vezes são utilizados agentes que permanecem no sangue para imagem vascular tardia. Na ARM contrastada as aquisições precoces revelam a fase arterial, as aquisições intermediárias mostram a fase capilar e as aquisições tardias revelam a fase venosa. Consequentemente, a cronologia de cada aquisição após a injeção é importante. Esta aquisição geralmente é automática por meio de um sistema no qual a aquisição dos dados é deflagrada pelo aumento no sinal detectado por um navegador à medida que o gadolínio chega na aorta.

Pontos-chave

- A RSR e a RCR intrínsecas do conteúdo abdominal são, em geral, excelentes devido à alta densidade de prótons, e o uso de bobina torso em arranjo de fase aumenta ainda mais esta densidade. Além disso, as técnicas de imagens paralelas utilizando bobinas com múltiplos arranjos conseguem diminuir significativamente o tempo do exame
- O fígado é o órgão mais imageado por RM no abdome, o qual apresenta artefatos de movimento causados por respiração, fluxo e peristalse. Por isso, é importante que o paciente receba explicações minuciosas sobre o procedimento e sobre a técnica de apneia
- O uso de contraste é bastante comum na investigação de doenças do fígado
- O artefato de desvio químico frequentemente causa problemas nos rins, sobretudo com campos de maior força. Isso é causado pela gordura retroperitoneal adjacente aos rins cheios de líquido. O estreitamento da largura das bandas de recepção, associado às técnicas de supressão de gordura, resulta em melhora significativa da RSR e em redução do desvio químico. Essa estratégia é empregada em sequências com ponderação em T2
- Para imagens vasculares, muitos fabricantes desenvolveram técnicas de ARM não realçada por contraste, baseadas em sequências no estado estacionário, como BGRE.

12 Pelve

Quadro 12.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados referem-se aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Pelve masculina

Anatomia básica (Figura 12.1)

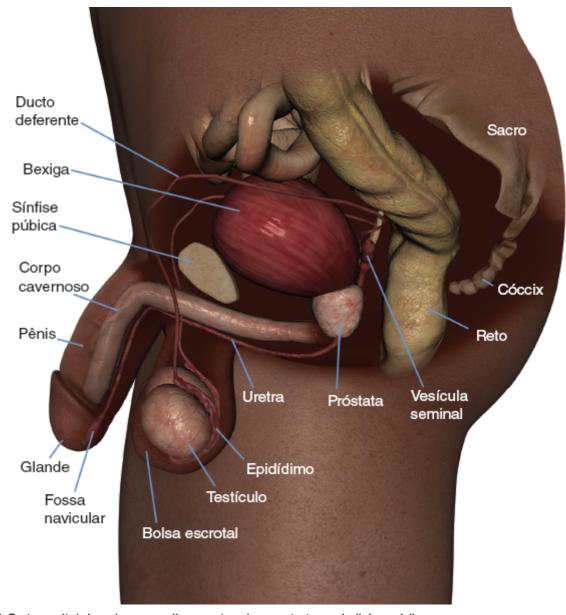



Figura 12.1 Corte sagital da pelve masculina mostrando as estruturas da linha média.

Indicações comuns

- Localização de testículos ectópicos (criptorquidismo)
- Lesões da próstata
- Carcinoma vesical
- Lesões retais
- Infertilidade
- Impotência.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina pélvica em arranjo de fase/bobina em múltiplos arranjos e bobina retal local para imagens da próstata (pode ser utilizada junto com uma bobina de arranjo de fase)
- Faixas de compressão e coxins de espuma para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal na mesa de exame. Coxins de espuma e faixas de compressão podem ser colocados na porção inferior da pelve do paciente para reduzir os movimentos respiratório e intestinal (a menos que o paciente não tolere esta medida). O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do ponto médio entre a sínfise púbica e as cristas ilíacas. Se for utilizada uma bobina retal local, sua inserção deve ser realizada antes do exame. Verifique se a bobina está corretamente posicionada e completamente insuflada.

Protocolo sugerido

GRE incoerente (*spoiled*) rápido/SE/FSE T1 coronal em apneia (Figura 12.2)

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos desde o cóccix até a porção anterior da sínfise púbica. Esta imagem mostra a área desde a sínfise púbica até as cristas ilíacas.

P 60 mm a A 60 mm

Localizadores sagitais associados a um FOV grande são úteis para confirmar a posição correta da bobina retal e para mostrar metástases ósseas e ganglionares nos pacientes com suspeita de carcinoma de próstata.

E 25 mm a D 25 mm

SE/FSE T2 sagital

Mostra os órgãos situados na linha média (bexiga, reto, próstata, pênis). Cortes/espaçamentos médios ou espessos são prescritos desde a parede lateral pélvica esquerda até a direita (Figura 12.3). A menos que haja suspeita de envolvimento ganglionar, estruturas pequenas, como a próstata, exigem imagens de alta resolução com bobina retal e cortes/espaçamentos finos apenas no nível da ROI. Pulsos de supressão de tecido frequentemente só são necessários quando se utilizam sequências FSE.

SE/FSE T2 axial (Figura 12.4)

Mostra órgãos localizados lateralmente (linfonodos). São prescritos cortes/espaçamentos médios ou espessos desde o assoalho pélvico até as cristas ilíacas (Figura 12.5). A menos que haja suspeita de envolvimento ganglionar, estruturas pequenas, como a próstata, exigem imagens de alta resolução utilizando bobina retal e cortes/espaçamentos finos prescritos apenas no nível da ROI. A introdução de pulsos de supressão de tecido é, com frequência, necessária quando se utilizam sequências FSE.

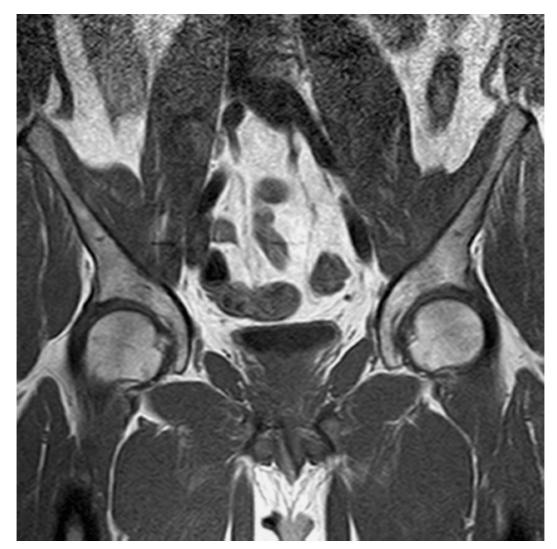



Figura 12.2 FSE coronal com ponderação em T1 no nível da pelve masculina.

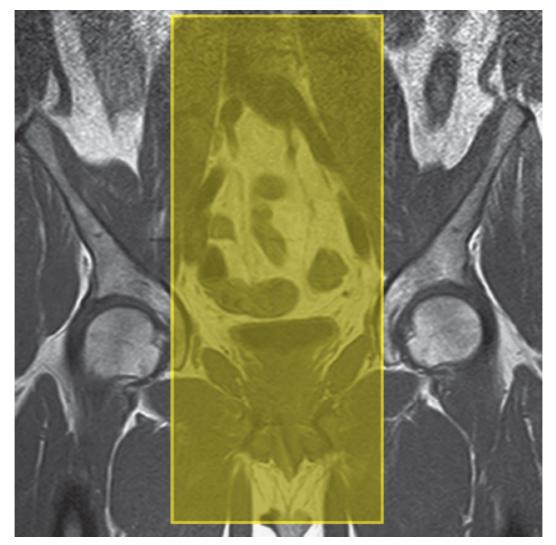



Figura 12.3 FSE coronal com ponderação em T1 no nível da pelve masculina mostrando os limites da prescrição e da orientação do corte para imagem sagital.

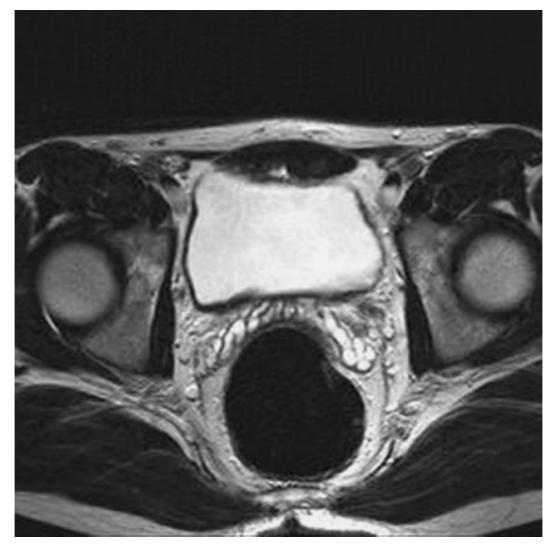



Figura 12.4 FSE axial com ponderação em T2 no nível da pelve masculina normal (bobina retal *in situ*).

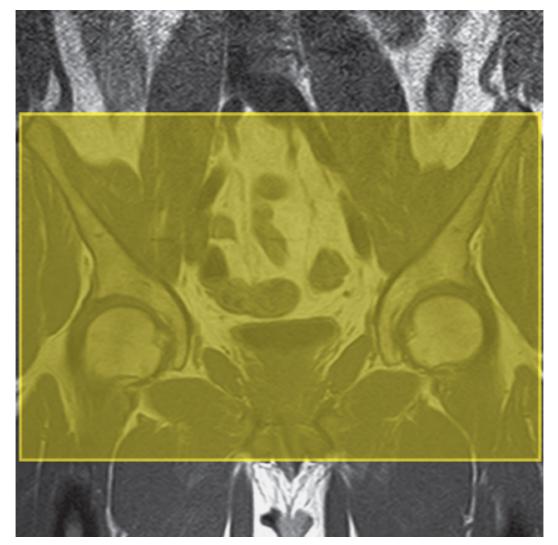



Figura 12.5 FSE coronal com ponderação em T1 no nível da pelve masculina mostrando os limites da prescrição e da orientação do corte para imagem axial.

SE/FSE T1 axial (Figura 12.6)

Prescrição de corte como para T2 axial.

SE/FSE T2 coronal (Figura 12.7)

Prescrição de corte como para SE/FSE T1 coronal.

A introdução de pulsos de supressão de tecido é, com frequência, necessária quando se utilizam sequências FSE.

Sequências adicionais

GRE incoerente (*spoiled*) rápido T1 +/– contraste (Figura 12.8)

Imagens rápidas após administração de contraste permitem a avaliação dinâmica dos vasos pélvicos realçados responsáveis pela potência sexual (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Figura 12.6 FSE axial com ponderação em T1 da pelve masculina normal.

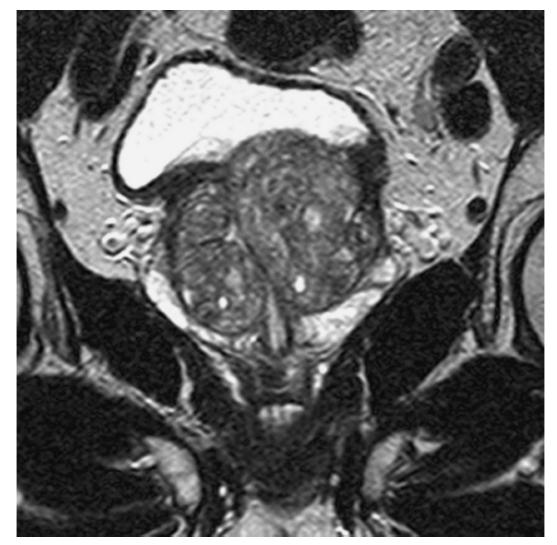



Figura 12.7 FSE coronal com ponderação em T2 mostrando uma próstata anormal.

Figura 12.8 GRE T1 incoerente (*spoiled*) da próstata utilizando uma bobina retal.

SS-FSE/SE-EPI/GRE-EPI/imagem por difusão

As imagens em tempo real dos órgãos pélvicos, especialmente da próstata, permitem a realização de biopsias e de ablações a *laser* guiadas por RM. A DWI associada às técnicas de imagens paralelas está se mostrando útil na diferenciação entre lesões malignas e benignas, sobretudo na próstata. Além disso, as imagens de alta resolução com FOV pequeno da bolsa escrotal podem ser úteis na avaliação do carcinoma testicular (Figura 12.9).

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e o contraste da pelve são excelentes, especialmente quando são utilizadas bobinas em arranjo de fase, com múltiplos arranjos ou bobinas retais locais. Consequentemente, a resolução espacial é facilmente obtida sem comprometimento do sinal. Além disso, o uso de técnicas de imagens paralelas pode diminuir significativamente o tempo de varredura ou aumentar a resolução. A FSE apresenta resultados muito bons na pelve, porque a respiração e o movimento intestinal são menos problemáticos do que no abdome. Além disso, um FOV retangular/assimétrico é usado rotineiramente com o eixo longo do retângulo em S para I nas imagens sagitais e de D para E nas imagens axiais. A combinação de FSE, FOV retangular/assimétrico e bobinas locais ou em fase ou com múltiplos arranjos (com FOV pequeno) permite a aquisição de matrizes muito finas associadas a curto tempo de varredura.

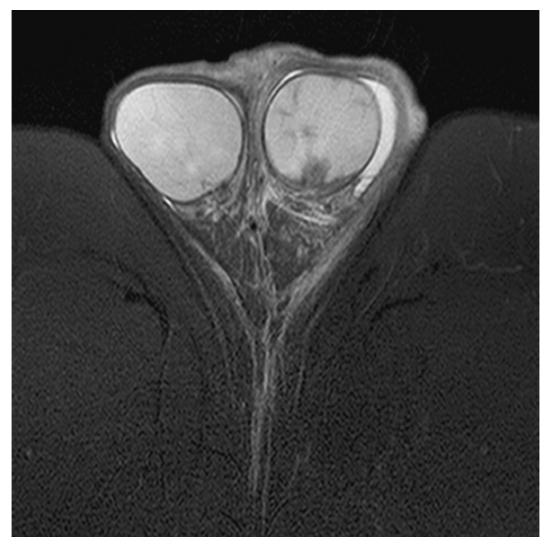



Figura 12.9 FSE axial com ponderação em T2 da bolsa escrotal adquirida com uma bobina de superfície. Este exame foi realizado para avaliação de carcinoma testicular.

Às vezes, a superposição não está disponível com FOV retangular/assimétrico. Caso isto ocorra, garanta que o FOV seja grande o suficiente para incorporar toda a pelve ou aplique bandas de pré-saturação espacial em A e em P para reduzir o artefato de *aliasing* (dobra). Se for escolhida SE, a matriz fina ainda pode ser utilizada para fornecer boa resolução espacial e tempo de varredura razoavelmente curto. As técnicas com supressão de gordura costumam ser benéficas, sobretudo nas imagens FSE T2.

Problemas com artefatos

O movimento intestinal é reduzido por meio de compressão e administração IM, IV ou SC de agentes antiespasmódicos antes do exame. A compressão também diminui o movimento respiratório ao encorajar o paciente a respirar com a região superior do abdome e com o tórax, em vez de usar a pelve. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV reduz o artefato de movimento de fluxo na VCI, na aorta e nos vasos ilíacos. GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Quando uma imagem é obtida com uma bobina retal, o espasmo retal comumente provoca o aparecimento de artefato. Os eixos de fase e de frequência são trocados nas imagens sagital e axial, de modo que este artefato não obscurece a próstata. Além disso, frequentemente é necessário superposição nessas imagens com FOV pequeno, porque a anatomia sai do FOV na direção de fase, mas permanece contida no volume produtor de sinal da bobina.

Considerações do paciente

O paciente deve jejuar por ao menos 4 horas e esvaziar a bexiga e o intestino pouco antes do exame, a fim de reduzir o borramento causado por artefatos de movimento e fantasmas provenientes da peristalse intestinal e do movimento da bexiga. Alguns pacientes não toleram compressão, especialmente se tiverem sido submetidos recentemente a cirurgia abdominal. A compressão também pode fazer com que o paciente com claustrofobia se sinta ainda mais preso. Nessas

circunstâncias, a colocação do paciente em decúbito ventral induz o mesmo efeito (porém com menor intensidade) que a compressão. Além disso, se a área de interesse for posterior (p. ex., fístulas nas nádegas), o decúbito ventral aproxima a ROI para mais perto do isocentro magnético, melhorando, assim, a qualidade da imagem. Alguns antiespasmódicos IM podem causar náuseas, mas o consumo de suco de frutas após o exame pode aliviar o sintoma. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, é necessário disponibilizar tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode melhorar a visibilidade de algumas lesões, especialmente nos exames da próstata, de massas pélvicas e da vasculatura. Às vezes, são utilizados contrastes orais ou retais, incluindo ar (administrados de forma cuidadosa), para marcar e mostrar o reto e o trato gastrintestinal.

Anatomia básica (Figura 12.10)

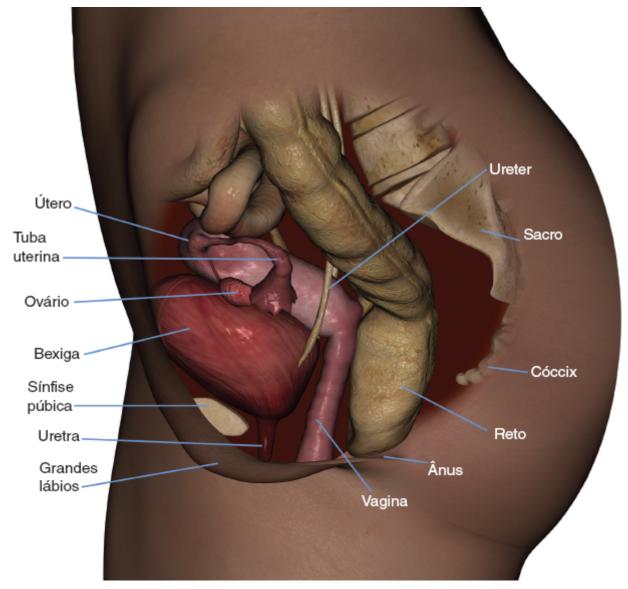



Figura 12.10 Corte sagital no nível da pelve feminina mostrando as estruturas da linha média.

Indicações comuns

- Avaliação de anormalidades congênitas do trato urogenital
- Lesões cervicais
- Lesões uterinas
- Tumores uterinos benignos (p. ex., leiomioma e fibroide)
- Lesões vesicais
- Lesões retais
- Infertilidade.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina pélvica em arranjo de fase/bobina com múltiplos arranjos
- Faixas de compressão e coxins de espuma para imobilização se for utilizada bobina corporal (*body coil*)
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento da paciente

A paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. Coxins de espuma e faixas de compressão podem ser colocados na região inferior da pelve da paciente para reduzir o movimento respiratório e intestinal (a menos que a paciente não consiga tolerar esta medida). A paciente é posicionada de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique no nível da linha média e a luz de alinhamento horizontal passe no nível do ponto médio entre a sínfise púbica e a crista ilíaca. Se for utilizada uma bobina retal, esta deve ser cuidadosamente inserida antes do exame. Verifique se esta bobina foi posicionada corretamente e se está completamente insuflada.

Protocolo sugerido

FSE T1/SE/GRE incoerente (*spoiled*) coronal rápido em apneia

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos espessos desde o cóccix até a face anterior da sínfise púbica. Esta imagem inclui a área desde a sínfise púbica até as cristas ilíacas.

P 60 mm a A 60 mm

Os localizadores sagitais são úteis para confirmar o posicionamento correto de uma bobina retal e para avaliar o útero.

E 25 mm a D 25 mm

SE/FSE T2 sagital (Figuras 12.11 e 12.12)

Mostra órgãos situados na linha média (bexiga, útero, reto, colo do útero). São prescritos cortes/espaçamentos médios ou espessos desde a parede lateral pélvica direita até a parede lateral pélvica esquerda (ver Figura 12.3). A menos que haja suspeita de envolvimento ganglionar, as estruturas pequenas, como colo do útero, exigem imagens de alta resolução utilizando bobina retal e cortes/espaçamentos finos prescritos apenas no nível da ROI. Pulsos de supressão de tecido são, com frequência, necessários quando se utilizam sequências FSE.

SE/FSE T2 axial

Mostra órgãos situados lateralmente (ovários, linfonodos). Cortes/espaçamentos médios são prescritos a partir do assoalho pélvico até as cristas ilíacas (ver Figura 12.5). A menos que haja suspeita de envolvimento ganglionar, estruturas pequenas, tais como o colo do útero, exigem imagem de alta resolução utilizando bobina retal e cortes/espaçamentos finos prescritos apenas na ROI. Os pulsos de supressão de tecido são, com frequência, necessários nas sequências FSE.

Figura 12.11 FSE sagital com ponderação em T2 no nível da pelve feminina.

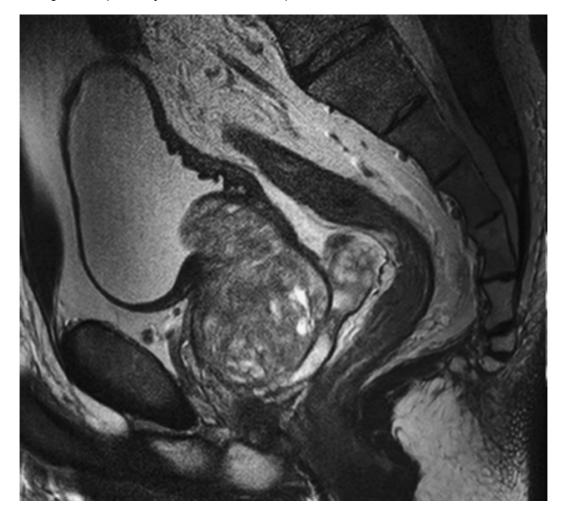



Figura 12.12 FSE sagital com ponderação em T2 mostrando uma grande lesão expansiva no colo do útero. Neste caso, a lesão obstruiu a cavidade endometrial, causando distensão.

SE/FSE T1 axial (+/– supressão de tecido)

Prescrição de corte equivalente ao T2 axial. A sequência com ponderação em T1 com saturação de gordura é especificamente necessária para caracterizar gordura ou hemorragia nos anexos uterinos quando há suspeita clínica de cisto dermoide ou endometriose.

SE/FSE T2 coronal

Prescrição de corte como para SE/FSE T1 coronal.

A introdução de pulsos de supressão de tecido frequentemente é necessária quando se utilizam sequências FSE.

Sequências adicionais

SS-FSE/GRE-EPI/SE-EPI/imagem por difusão

As imagens em tempo real permitem a realização de biopsias e de ablação a *laser* de lesões guiadas por RM. Além disso, a aquisição de uma sequência *cine* do útero é útil para avaliar a contratilidade uterina em vários distúrbios. Essa técnica também pode ser realizada para avaliar o assoalho pélvico. DWI, que podem ser utilizadas com técnicas de imagens paralelas, podem ser utilizadas para diferenciar entre lesões malignas e benignas e para avaliar a resposta do tumor à terapia.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RSR e o contraste da pelve são excelentes, sobretudo quando são utilizadas bobinas em arranjo de fase, com múltiplos arranjos ou retais locais. Consequentemente, a resolução espacial é facilmente obtida sem comprometimento do sinal. Além disso, o uso de técnicas de imagens paralelas consegue reduzir significativamente o tempo de varredura ou aumentar a resolução. A sequência FSE fornece resultados muito bons na pelve, porque a respiração e o movimento intestinal são menos problemáticos do que no abdome. Além disso, o FOV retangular/assimétrico é utilizado rotineiramente com o eixo longo do retângulo em S e em I nas imagens sagitais e da D para a E nos planos axiais. A combinação de FSE, FOV retangular/assimétrico e bobinas locais ou em arranjo de fase (nas quais se utiliza FOV pequeno) permite a aquisição de tamanhos muitos finos de matriz associados a curto tempo de varredura. A ponderação em T2 é ideal para avaliação da estrutura do útero.

Em alguns sistemas não é possível superposição com FOV retangular/assimétrico. Caso isto ocorra, assegure-se de que o FOV seja grande o suficiente para incorporar a pelve toda ou aplique bandas de pré-saturação espacial em A e P para reduzir o artefato de *aliasing* (dobra). Se for escolhida SE, matriz fina pode ser utilizada para fornecer boa resolução espacial com tempo de varredura razoavelmente curto. As técnicas com supressão de gordura são, com frequência, benéficas, sobretudo nas imagens FSE com ponderação em T2, nas quais a gordura e a patologia retornam sinal semelhante.

Problemas com artefatos

O movimento intestinal é reduzido com compressão e administração de antiespamódicos IV, IM ou SC antes do exame. A compressão também diminui o movimento respiratório ao encorajar a paciente a respirar com a porção superior do abdome e com o tórax, em vez de usar a pelve. Pulsos de pré-saturação espacial aplicados em S e em I em relação ao FOV reduzem o artefato de movimento na VCI, na aorta e nos vasos ilíacos. A GMN reduz ainda mais o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Pode ser necessário *shimming* (homogeneização de campo) adicional antes das sequências de supressão de tecido.

Considerações da paciente

A paciente deve jejuar por ao menos 4 horas e esvaziar a bexiga e o intestino pouco antes do exame, a fim de reduzir o borramento causado por artefatos de movimento e fantasmas provenientes da peristalse intestinal e do movimento da bexiga. Algumas pacientes não conseguem tolerar a compressão, sobretudo se tiverem sido submetidas recentemente a cirurgia abdominal ou se tiverem lesões grandes. A compressão também pode fazer com que uma paciente com

claustrofobia se sinta mais presa. Nessas circunstâncias, a colocação da paciente em decúbito ventral tem o mesmo efeito (embora com menor intensidade) que a compressão. Além disso, se a ROI for posterior (p. ex., fístulas nas nádegas), a colocação da paciente em decúbito ventral leva a ROI para mais perto do isocentro, melhorando a qualidade da imagem. Alguns antiespasmódicos IM podem provocar náuseas, que podem ser aliviadas com suco de frutas após o exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre precisam ser disponibilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser administrado para aumentar a visibilidade de determinadas lesões, especialmente no colo do útero, útero e ovários. As imagens dinâmicas obtidas após administração de contraste podem melhorar a localização e o estadiamento do tumor e também ajudam a monitorar a resposta à terapia. Às vezes, contrastes orais e retais, incluindo ar (administrados cuidadosamente), para marcar e mostrar o reto e o trato gastrintestinal inferior são úteis.

Obstetrícia

Indicações comuns

- Avaliação de desproporção cefalopélvica no segundo e no terceiro trimestres de gestação, ou após o parto
- Placenta prévia
- Avaliação de doença pélvica concomitante à gravidez e de anormalidades fetais.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*)/bobina com múltiplos arranjos
- Faixas de compressão (se essa medida for tolerável no período pós-parto)
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento da paciente

A paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame. A luz de alinhamento longitudinal fica na linha média e a luz de alinhamento horizontal passa no nível do ponto médio entre a sínfise púbica e a crista ilíaca. Compressão não deve ser aplicada na gestação ou imediatamente após a cesariana.

Protocolo sugerido

SE T1 sagital

Cortes/espaçamentos médios são prescritos de cada lado da luz de alinhamento longitudinal para incluir a sínfise púbica e o sacro. O sistema de *software* pode ser utilizado para medir as dimensões da entrada e da saída da pelve.

E 15 mm a D 15 mm

SE/FSE/SS-FSE T1 e T2 sagital/coronal/axial

Tal como no protocolo padrão, para doença pélvica concomitante à gravidez e para avaliar anormalidades fetais.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

A RM pode ser utilizada para medir as proporções da pelve e para avaliar lesões pélvicas concomitantes à gestação. O objetivo da pelvimetria por RM é visualizar os marcos ósseos do sacro e da sínfise púbica, de modo que possam ser realizadas medições acuradas. Boa RSR ou resolução espacial geralmente é desnecessária e, como pode ser necessário encaixar essas pacientes em um horário apertado, o tempo de varredura passa a ser o fator mais importante. Se forem utilizados matriz mais grosseira e NEX/NSA mais baixo, a realização deste protocolo demora apenas 1 a 2 minutos.

Se o exame da pelve estiver sendo realizado à procura de anormalidades fetais ou de doença pélvica concomitante, pode ser difícil obter boa resolução devido ao movimento fetal. A sedação do feto por meio da injeção de fármacos através da veia umbilical pode ser utilizada para acalmá-lo, se clinicamente justificado. Uma alternativa muito efetiva consiste em utilizar sequências rápidas, como SS-FSE ou BGRE. O FOV retangular/assimétrico melhora a resolução, embora o volume do abdome no eixo AP possa causar *aliasing* (dobra).

Problemas com artefatos

Os movimentos fetal e intestinal podem interferir com a imagem, mas não o suficiente para obscurecer os marcos ósseos necessários para as medidas de pelvimetria. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV reduz o fluxo na aorta e na VCI. É preciso muita cautela se forem colocadas bandas de pré-saturação sobre o feto, porque elas aumentam a deposição de RF sobre ele. A minimização do tempo de varredura é a melhor forma de diminuir o efeito do movimento fetal na imagem. Ocasionalmente, o artefato respiratório é problemático, mas raramente é necessário CR e as técnicas em apneia podem, com frequência, ser utilizadas.

Considerações da paciente

Na maioria dos países a RM ainda não é indicada no primeiro trimestre de gestação, devido a possíveis riscos não conhecidos. Entretanto, no segundo e terceiro trimestres a RM é, com frequência, preferida à TC ou a outras modalidades de imagens que utilizem radiação ionizante. Nos EUA, a Food and Drug Administration (FDA) aprova o uso da RM nos três trimestres da gravidez se a RM eliminar a necessidade de exames mais invasivos. Nos estágios mais tardios da gestação, a paciente pode ter sensação de desmaio em decúbito dorsal devido à compressão exercida pelo bebê na VCI. A elevação discreta do quadril às vezes alivia essa sensação, mas nos estudos de pelvimetria este fenômeno também complica o cálculo do tamanho da pelve porque a paciente não está mais realmente no plano sagital. Este problema é superado formandose um ângulo oblíquo no plano sagital a partir do localizador, mas este procedimento prolonga o tempo de varredura devido às sequências extras envolvidas. É aconselhável manter a paciente em decúbito dorsal e completar o exame o mais rápido possível, em vez de colocá-la obliquamente. Compressão não deve ser utilizada se a paciente estiver grávida ou no período imediatamente após a cesariana. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido precisam ser disponibilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Em geral, não se administra contraste porque o efeito de sua administração a gestantes e lactantes ainda não foi estabelecido.

Pontos-chave

- Faixas de compressão (se toleráveis) e coxins de espuma são de grande ajuda para um bom imageamento diagnóstico da pelve. Esses equipamentos reduzem os movimentos respiratório e intestinal. Agentes antiespasmódicos são eficazes em reduzir ainda mais os artefatos intestinais
- A sequência com ponderação em T2 sagital é a primeira sequência ideal para avaliar a maioria dos órgãos na linha média da pelve
- Em geral, o protocolo para pelve deve incluir sequência com ponderação em T2 em todos os três planos, e sequência GRE T1 no plano axial, para obter imagem dinâmica. SE com ponderação em T1 ou FSE também podem ser usados
- No imageamento da pelve feminina, a sequência com ponderação em T1 com saturação de gordura é especificamente necessária para caracterizar gordura ou hemorragia nos anexos uterinos quando há suspeita clínica de cisto dermoide ou endometriose
- A DWI, que deve ser associada às técnicas de imagens paralelas, está rapidamente se tornando um complemento necessário ao protocolo para pelve para diferenciar lesões malignas de benignas e para avaliar a resposta do tumor à terapia.

13 Membro Superior

Ombro
Úmero
Cotovelo
Antebraço
Punho e mão

Quadro 13.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados referem-se aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Anatomia básica (Figura 13.1)

Figura 13.1 Vista anterior do ombro direito mostrando as estruturas ósseas e os principais ligamentos.

Indicações comuns

- Avaliação de dor no ombro
- Diagnóstico de síndrome compressiva
- Suspeita de laceração do manguito rotador
- Avaliação de luxação recorrente (instabilidade, subluxação, luxação)
- Lesão de Hill-Sachs, lesão de Bankart, lesão labral
- Síndrome do ombro congelado.

Equipamento

- Bobina exclusiva de ombro ou bobina de superfície flexível
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal com os braços confortavelmente ao lado do corpo. Deslize o paciente pela mesa até que o ombro a ser examinado esteja o mais próximo possível do centro do magneto. Este ombro deve estar relaxado para remover qualquer “arqueamento” para cima. O braço a ser examinado é preso ao paciente, com o polegar para cima (posição neutra) e acolchoado de forma que o úmero fique na horizontal. Coloque a bobina de forma a cobrir a cabeça do úmero e a anatomia superior e medial a ela. Se for utilizada uma bobina de superfície ou flexível, é preciso cuidado para garantir que a superfície plana da bobina fique paralela ao eixo Z quando esta for colocada sobre a cabeça do úmero (ver Figura 1.1). Centralize o FOV no meio da articulação glenoumeral. A imobilização do paciente e da bobina é fundamental para o bom resultado. Se possível, instrua o paciente a realizar a respiração abdominal em vez da torácica, e coloque pesos de areia sobre a parte superior do tórax. Isso reduz os artefatos de movimento. Instrua o paciente a não mover a mão durante as sequências. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal e a luz de alinhamento horizontal passem através da articulação do ombro.

Protocolo sugerido

GRE incoerente (*spoiled*)/SE/FSE T1 axial/coronal

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, e garante o retorno de sinal adequado de toda a articulação. São prescritos cortes/espaçamentos médios em relação à luz de alinhamento horizontal, de modo que o músculo supraespinal seja incluído na imagem.

Localizador axial: I 0 mm a S 25 mm

SE/FSE T2 axial ou GRE T2* coerente (Figura 13.2)

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde o topo da articulação acromioclavicular até abaixo da margem inferior do glenoide (Figura 13.3). O sulco intertubercular na porção lateral do úmero até a porção distal do músculo supraespinal é incluído nesta imagem. A projeção axial mostra a cartilagem articular e o lábio glenoide, as alterações intraósseas associadas à deformidade de Hills-Sachs e a condição dos músculos e dos tendões do manguito rotador.

SE/FSE T1 coronal/oblíqua (Figura 13.4)

São prescritos cortes finos desde o infraespinal posteriormente até o supraespinal anteriormente, em ângulo paralelo ao músculo supraespinal (Figuras 13.5 e 13.6). A visualização é melhor no plano axial superior, mas a avaliação da cobertura é mais fácil através do terço inferior da cabeça do úmero. Nesta imagem são incluídos a margem superior do acrômio até o aspecto inferior do músculo subescapular (cerca de 1 cm abaixo da margem inferior do glenoide), o músculo deltoide lateralmente e o terço distal do músculo supraespinal medialmente.

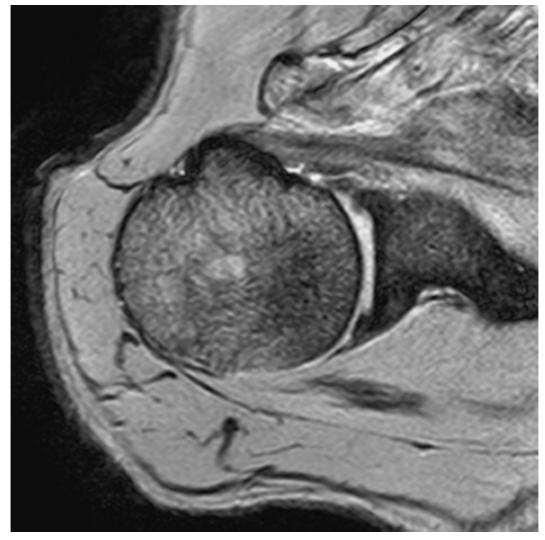



Figura 13.2 GRE axial com ponderação em T2* do ombro mostrando aspectos normais.

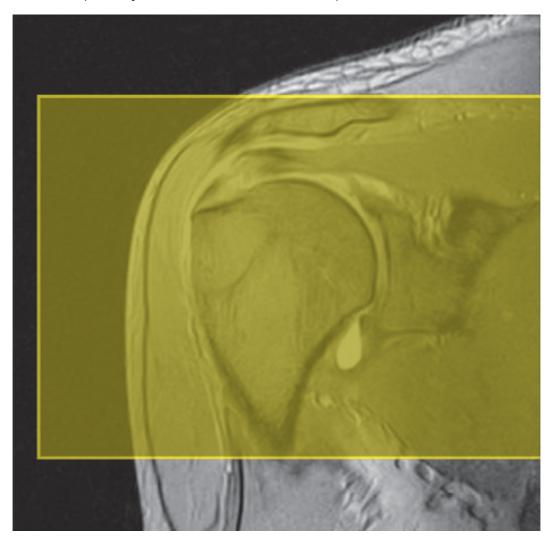



Figura 13.3 GRE axial com ponderação em T2* mostrando os limites da prescrição e a orientação do corte para imagem axial do ombro.

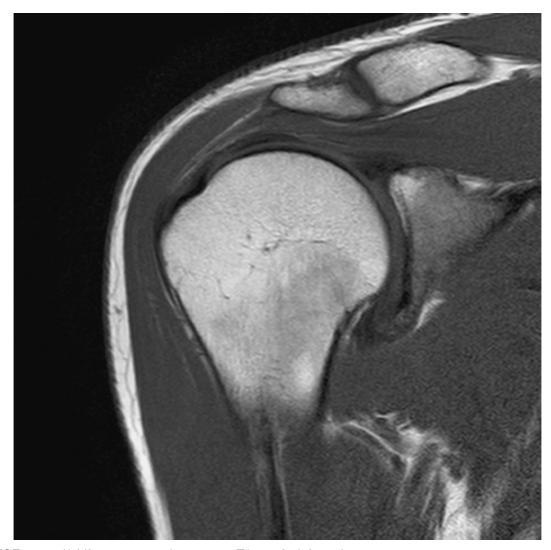



Figura 13.4 FSE coronal/oblíqua com ponderação em T1 no nível do ombro.

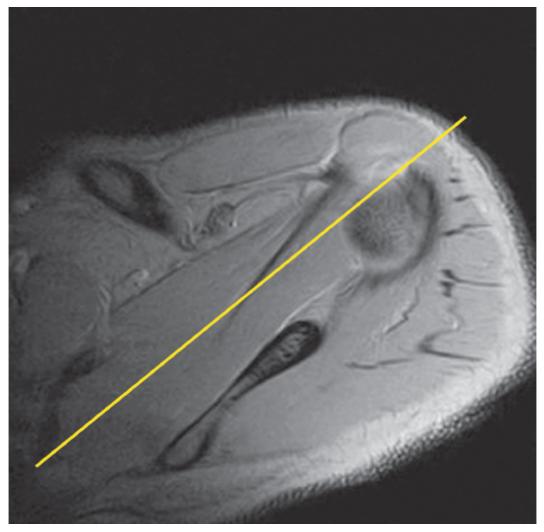



Figura 13.5 SE axial localizadora com ponderação em T1 do ombro mostrando o ângulo do músculo supraespinal.

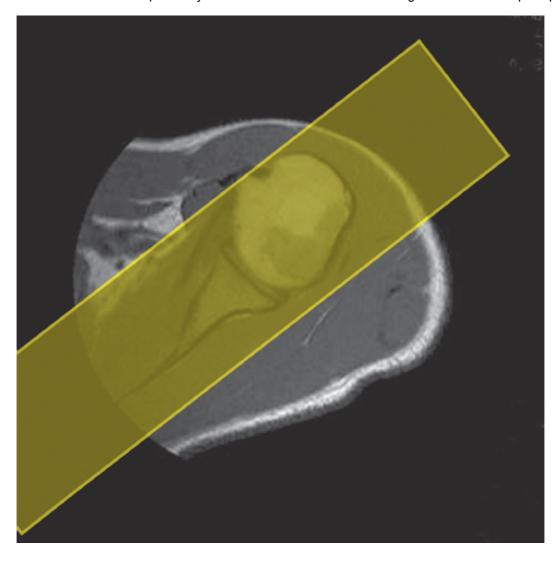



Figura 13.6 Imagem axial/oblíqua com ponderação em T1 mostrando os limites da prescrição e a orientação do corte para imagem coronal/oblíqua do ombro.

SE/FSE T2 coronal/oblíqua +/– supressão de tecido (Figuras 13.7 e 13.8)

Prescrição de corte como para T1 coronal/oblíqua.

As imagens com ponderação em T2 com supressão de gordura mostram nitidamente lesões musculares, lesão trabecular, líquido articular e lesões nos tendões. Se for utilizada SE, pode não ser necessária a supressão de tecido. Na maioria dos sistemas, o nível de supressão de gordura é ajustável. A redução do nível de supressão de gordura melhora a RSR.

SE/FSE T1 oblíqua axial + supressão de tecido

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde o topo da articulação acromioclavicular até abaixo da margem inferior do glenoide.

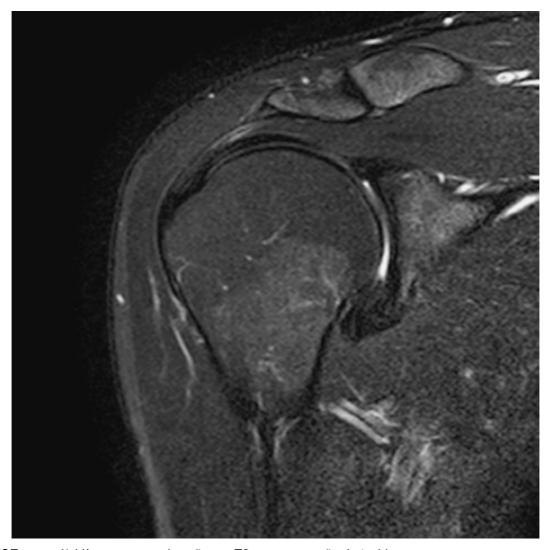



Figura 13.7 FSE coronal/oblíqua com ponderação em T2 com supressão de tecido.

Figura 13.8 FSE coronal/oblíqua com ponderação em T2.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 sagital/oblíqua

Como na T1 coronal/sagital, **exceto** que os cortes são prescritos desde a região medial para a cavidade glenoide até o sulco intertubercular, lateralmente. Nesta imagem está incluída a área desde a porção distal da cápsula articular até a margem superior do acrômio (Figura 13.9).

FSE DP/T2 sagital/oblíqua/axial +/– supressão de tecido

Esta sequência fornece uma combinação de imagem anatômica, avaliação do tendão, exibição da cartilagem articular e sensibilidade a lesões trabeculares.

FSE 3D com ângulo de inclinação variável e contraste DP ou T2 +/– supressão de tecido

Esta sequência fornece visualização 3D da avaliação do tendão, da cartilagem articular, e é muito sensível a lesões trabeculares.

BGE/GRE T2* GRE 3D

Esta sequência fornece visualização 3D e detecta melhor as lesões da cartilagem articular.

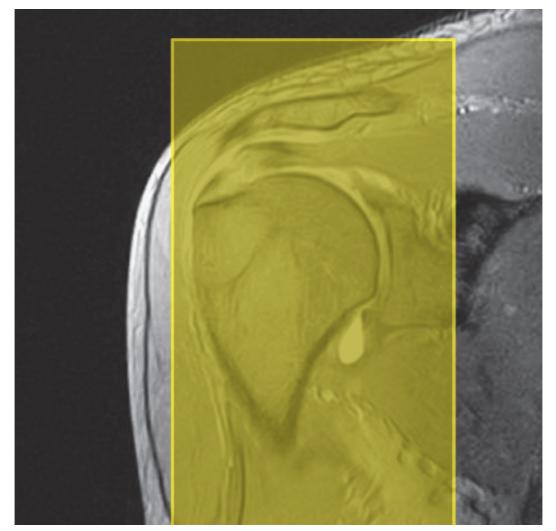



Figura 13.9 GRE coronal/oblíquo com ponderação em T2 mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem sagital do ombro.

Artrorressonância magnética (Figuras 13.10 e 13.11)

O gadolínio intra-articular (artrorressonância magnética) é utilizado para diagnosticar lacerações no manguito rotador, ruptura no lábio glenoide e defeitos condrais e no tendão bicipital. A técnica envolve, em geral, uma solução muito diluída de contraste em solução salina (1:100) ou uma concentração muito fraca de gadolínio na cápsula articular sob controle fluoroscópico seguida por RM convencional. Alternativamente, a injeção de solução salina seguida por sequências FSE com ponderação em T2 com supressão de gordura, ou o exame da articulação após exercício prolongado, pode ser eficaz para exacerbar o derrame articular.

Sequências após a artrografia:

- T1 axial/oblíqua + supressão de tecido
- T2 coronal/oblíqua + supressão de tecido
- DP coronal/oblíqua + supressão de tecido
- T1 coronal/oblíqua + supressão de tecido
- T2 sagital/oblíqua + supressão de tecido
- FS T1 3D: pode-se usar FSE ou GRE com *voxels* isotrópicos em vez de FSE 2D convencional.

Figura 13.10 Artrografia coronal/oblíqua com ponderação em T1.

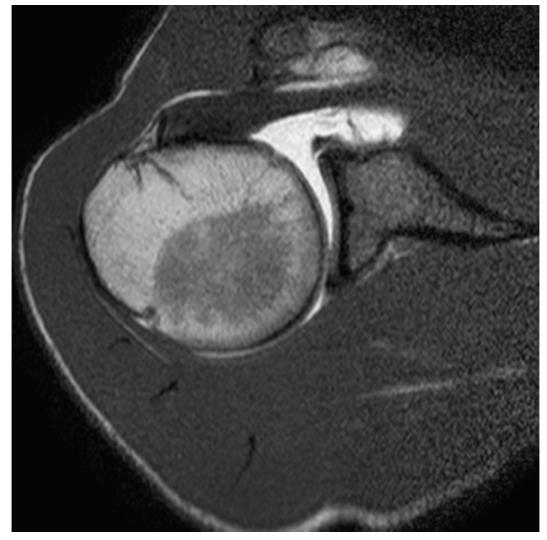



Figura 13.11 Artrografia axial com ponderação em T1.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

A RSR do ombro depende, em grande parte, da qualidade e do tipo de bobina utilizada. Geralmente, as bobinas exclusivas de ombro retornam um sinal muito mais alto e mais uniforme do que a bobina de superfície; portanto, a técnica é adaptada de acordo. Quando se utiliza uma bobina exclusiva, podem ser utilizados cortes de espessura fina e matrizes maiores para obter a resolução espacial necessária sem prolongar desnecessariamente o tempo de varredura. Se o sinal não for alto o suficiente, pode ser necessário comprometer alguma resolução para manter a RSR e o tempo de varredura dentro de limites razoáveis. Bobinas de superfície recentemente desenvolvidas, com grande quantidade de elementos, podem ser configuradas como bobinas de ombro de alto desempenho. Entretanto, a resolução espacial é o alicerce para se obter uma imagem precisa do ombro, e a resolução deve ser a mais alta possível (*pixels* inferiores a 0,8 mm). As sequências SE e FSE são, em geral, as escolhidas, mas as sequências GRE coerente e STIR são úteis para visualizar líquido articular. STIR pode fornecer melhores resultados do que a FSE com supressão de gordura se o *shimming* (homogeneização de campo) do magneto estiver aquém do ideal.

Problemas com artefatos

Se possível, instrua o paciente a realizar a respiração abdominal em vez da torácica, e coloque pesos de areia sobre a parte superior do tórax. Isso reduz os artefatos de movimento causados pela respiração. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial (bandas) abaixo e medialmente ao ombro em investigação é, em geral, muito eficaz para reduzir os fantasmas de fase causados pela respiração e pelo fluxo dos vasos subclávios. GMN também minimiza o artefato de fluxo, mas, geralmente, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, GMN aumenta efetivamente o contraste do líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. Também é vantajoso o uso de técnicas PROPELLER de preenchimento do espaço K. Nas imagens coronal/oblíqua e axial, o FOV é descentralizado, de modo que o centro do ombro está no centro da imagem. Pode ser necessário *shimming* (homogeneização de campo) adicional caso se tenha usado a supressão de tecido, já que a supressão de gordura pode não ser homogênea para todos os pacientes.

Alguns sistemas mudam automaticamente a direção dos eixos de fase e de frequência quando são utilizados altos graus de obliquidade (> 45°), e, como isso pode causar problemas graves de *aliasing* (dobra), é necessário um *software antialiasing*. Além disso, como uma prescrição coronal/oblíqua não é uma aquisição coronal/oblíqua, mas sagital/oblíqua, alguns sistemas alteram a orientação apresentada e os marcadores anatômicos (o ombro direito poderia parecer o ombro esquerdo). Os mesmos problemas podem ocorrer nas imagens sagitais/oblíquas. Para evitá-los, posicione o paciente em ligeira rotação, com a escápula paralela à mesa. Se isso não for possível, verifique a direção da codificação de fase em toda prescrição oblíqua e utilize marcadores anatômicos nas imagens sagitais/oblíquas para confirmar a marcação anterior e posterior do aparelho. Para diminuir o artefato de *aliasing* (dobra), a codificação de fase deve percorrer o sentido A–P nas imagens axiais e sagitais/oblíquas e S–I nas imagens coronais/oblíquas. Alternativamente, os pulsos de pré-saturação espacial podem ser posicionados para diminuir os artefatos originados nas margens mediais da bobina.

Um fenômeno conhecido como “ângulo mágico” aumenta a intensidade de sinal nos tendões nas sequências TE curtas quando os tendões estão orientados em um ângulo de 55° em relação ao campo principal. Normalmente os tendões provocam pouco ou nenhum sinal nas sequências RM convencionais porque os tendões consistem em feixes paralelamente orientados de fibras de colágeno. Essa anisotropia estrutural provoca um campo magnético estático local que, quando superposto ao campo estático, aumenta as interações spin–spin, diminuindo as frequências de relaxação em T2, de modo que o tendão apresente sinal de baixa intensidade.

Entretanto, a alteração da fase spin aumenta proporcionalmente ao ângulo entre o campo principal e o eixo longo do tendão. Por causa dessa relação, a alteração de fase do spin adicional causada pela anisotropia estrutural dos tendões diminui para zero quando este ângulo é de 55°. Nesse ângulo o tempo de relaxação em T2 aumenta, causando sinal de alta intensidade quando se utiliza TE curto. O sinal aumentado pode simular patologia, como tendinite, nos tendões normais. Esse sinal é observado em muitos tendões, especialmente no tendão supraespinal e no tendão de Aquiles, assim como no punho. O efeito do ângulo mágico pode ser eliminado reposicionando-se o tendão ou aumentando o TE para acima de 60 ms (mas não muito alto, já que o sinal do músculo se reduz com um TE muito longo).

Considerações do paciente

Assegure-se de que o paciente esteja confortável e bem informado sobre o procedimento. Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo. Coxins podem ser usados para evitar que a pele do paciente entre em contato direto com o *scanner*, e devem ser colocados em qualquer área na qual o corpo do paciente possa formar um “circuito condutor” (*loop*). Também é importante que não haja contato direto entre a pele e a bobina de superfície (usar coxins). Forneça a todos os pacientes cooperativos um botão de alerta. Informe ao paciente que você permanecerá próximo a ele na sala de operação, e em comunicação direta.

Uso de contraste

O contraste não é utilizado rotineiramente nas imagens do ombro, exceto para artrorressonância magnética direta e indireta. Para mais informações sobre artrorressonância magnética, ver seção prévia em *Sequências adicionais.* A artrorressonância magnética indireta envolve a administração IV de gadolínio diluído e, às vezes, é utilizada quando a artrografia direta não é possível. Embora esse exame tenha algumas desvantagens quando comparado à artrografia direta, não exige orientação fluoroscópica nem injeção articular invasiva. Além disso, também é superior à RM não contrastada para delinear estruturas quando o líquido articular é mínimo. Além disso, este método realça o tecido vascularizado ou inflamado.

Úmero

Anatomia básica (Figura 13.12)

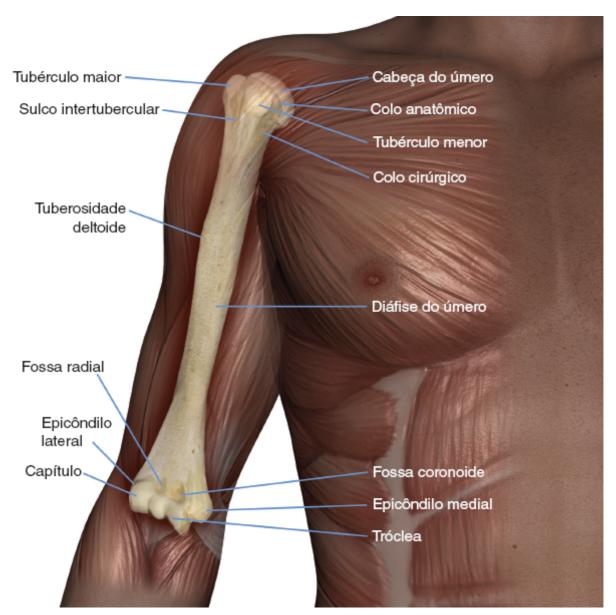



Figura 13.12 Vista anterior do úmero direito.

Indicações comuns

- Diagnóstico e avaliação de anormalidades ósseas e de partes moles (lesões expansivas, rupturas musculares, deformidade)
- O exame unilateral é, em geral, preferido porque a resolução no exame bilateral é gravemente comprometida.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*) com múltiplos arranjos/bobina de superfície longa colocada sob o úmero
- Coxins e faixas para imobilização
- Régua de plástico
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

Se a região superior do braço estiver sendo investigada, o paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com os braços ao longo do corpo. Entretanto, se a região de interesse for próxima ao cotovelo, o paciente pode ficar em decúbito ventral com o braço esticado acima da cabeça (posição de nadador). Esta posição garante que a área que está sendo examinada fique no isocentro e evita a descentralização da imagem. Entretanto, pode ser difícil manter a posição de nadador por períodos prolongados, por conseguinte é aconselhado reservá-la para os pacientes com melhor condição física. Nas duas condições é necessário colocar a bobina ao longo do eixo longo do úmero.

No exame realizado com o braço ao longo do corpo, eleve o lado não afetado cerca de 45° e coloque o braço que está sendo examinado o mais próximo possível da luz de alinhamento longitudinal. A metade superior da bobina corporal (*body coil*) deve ser posicionada com sua margem lateral bem dobrada ao redor do braço e tocando a margem do elemento inferior. Isto evita a colocação do braço na margem da bobina. Além disso, para obter a imagem de todo o úmero, a metade superior da bobina é deslizada para cobrir o ombro, enquanto a porção da base é utilizada para examinar do cotovelo para cima. Use faixas de imobilização para prender a bobina, o paciente e os travesseiros de apoio.

Se o paciente estiver na posição de nadador, a luz de alinhamento longitudinal fica ao longo da linha média do úmero. Nas duas posições a luz de alinhamento horizontal passa através do centro da bobina ou a meio caminho entre o ombro e o cotovelo. O braço e a bobina podem ser elevados com coxins de espuma até que a luz de alinhamento vertical fique no nível do centro do braço, evitando, assim, descentralização vertical. Utilize uma régua plástica para medir desde a luz de alinhamento transverso até as articulações para garantir que toda a extensão do braço esteja no eixo longo do FOV. Caso contrário, inclua o ombro ou o cotovelo, dependendo da localização das lesões. Quando uma lesão for palpável, coloque um marcador de óleo ou de água sobre a mesma. Em nódulos ou cicatrizes grandes, coloque um marcador em cada extremidade.

Protocolo sugerido

FSE/SE incoerente (*spoiled*) T1 coronal/sagital

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, mas, se o paciente estiver corretamente posicionado, pode atuar como uma sequência diagnóstica. Os localizadores coronais devem ser utilizados para lesões situadas no eixo DE, e os localizadores sagitais para as lesões no eixo AP.

Imagens coronais. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento vertical e descentralizados até a porção média do úmero (se o braço estiver ao longo do corpo). Não é necessário descentralização na posição de nadador porque a luz de alinhamento longitudinal corresponde ao meio do úmero. Esta imagem inclui todo o úmero, desde o cotovelo até o ombro.

P 25 mm a A 25 mm

Imagens sagitais. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz longitudinal na posição de nadador, ou de cada lado da medida de descentralização quando a imagem é obtida com os braços ao longo do corpo. Esta imagem inclui todo o úmero, do cotovelo até o ombro.

E 25 mm a D 25 mm
(posição de nadador)

STIR sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios para abranger todo o úmero, desde a cavidade glenoide até a porção proximal do rádio e da ulna, e orientados ao longo do eixo longo do úmero. Esta sequência é útil para identificar lesões nos tecidos moles e no espaço medular e mostrar sua extensão.

FSE/SE T1 coronal

São prescritos cortes/espaçamentos finos para abranger o úmero, desde a parte posterior até a anterior, orientados ao longo do eixo longo do úmero. Esta sequência fornece uma visão anatômica da região superior do braço e pode identificar lesões localizadas no espaço medular.

SE/FSE T1 axial

Cortes/espaçamentos médios são prescritos e posicionados para incluir lesões observadas nas imagens coronais ou sagitais. As imagens axiais são utilizadas para localizar lesões em compartimentos anatômicos importantes e precisam ser ampliadas

bem acima e abaixo das lesões. Descontinuidade do espaço medular, extensão para os ou através dos compartimentos musculares e associação com feixe neurovascular são características importantes.

FSE T2 axial + supressão de tecido/STIR

Prescrição de corte equivalente a T1 axial.

Em geral, são necessárias sequências STIR se o braço estiver ao longo do corpo ou se a região de interesse estiver fora do isocentro longitudinal. A supressão de tecido é mais efetiva na posição de nadador quando a ROI está no isocentro.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O contraste intrínseco é relativamente bom nesta área devido à justaposição de músculo e gordura. O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

Resolução e corte de espessura média, combinados às bobinas sensíveis, permitem um exame rápido, de modo que as imagens axiais de resolução mais alta podem ser adquiridas quando as lesões estão próximas do feixe neurovascular ou a descontinuidade do osso cortical não é óbvia.

O FOV geralmente é ampliado nos planos coronal e sagital, de modo que toda a extensão do úmero seja visualizada. Isto é especialmente importante no diagnóstico de tumores ósseos, garantindo a identificação de quaisquer lesões salteadas adicionais. As reduções associadas no tempo de varredura da FSE permitem o uso de matrizes médias a altas, sem prolongamento desnecessário do tempo de varredura. Nos planos coronal e sagital, o FOV retangular/assimétrico é benéfico para manter a resolução com o eixo longo do retângulo introduzido em S para I. Na imagem coronal é necessário FOV quadrado descentralizado ou superposição para evitar o artefato de *aliasing* (dobra), especialmente quando se utiliza uma bobina grande.

Quando se utiliza uma sequência FSE com ponderação em T2, os músculos retornam um sinal mais baixo do que na SE e a gordura retorna um sinal mais alto (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Portanto, as técnicas de supressão de tecido geralmente são necessárias para diferenciar entre gordura e patologia, mas reduzem a RSR. Múltiplos NEX/NSA são necessários para compensar este fenômeno ou, alternativamente, a bobina pode ser colocada anteriormente sobre o braço.

Problemas com artefatos

A movimentação do paciente é, às vezes, problemática na posição de nadador porque é mais provável que o paciente se sinta desconfortável. Em vez disso, é benéfico imobilizar cuidadosamente o paciente e colocá-lo em decúbito dorsal. A pulsação dos vasos umerais é reduzida com a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e I em relação ao FOV e em I na imagem axial. Os pulsos de pré-saturação espacial média também diminuem o artefato de *aliasing* (dobra). A GMN pode ser utilizada, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. O artefato de desvio químico precisa ser mantido em um *pixel*, sobretudo nas imagens axiais, para delinear a interface da medula e de osso cortical e as margens dos compartimentos musculares claramente. Pode ser necessário *shimming* (homogeneização de campo) adicional antes das sequências de supressão de tecido.

Considerações do paciente

Os pacientes precisam ser cuidadosamente posicionados se for utilizada a posição de nadador e imobilizados com coxins de espuma para que fiquem confortáveis. A RM deve ser realizada antes da biopsia para a avaliação precisa de lesões expansivas. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre precisam ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser útil na visualização de algumas anormalidades dos tecidos moles, mas seu uso não é rotineiro.

Cotovelo

Anatomia básica (Figuras 13.13 e 13.14)

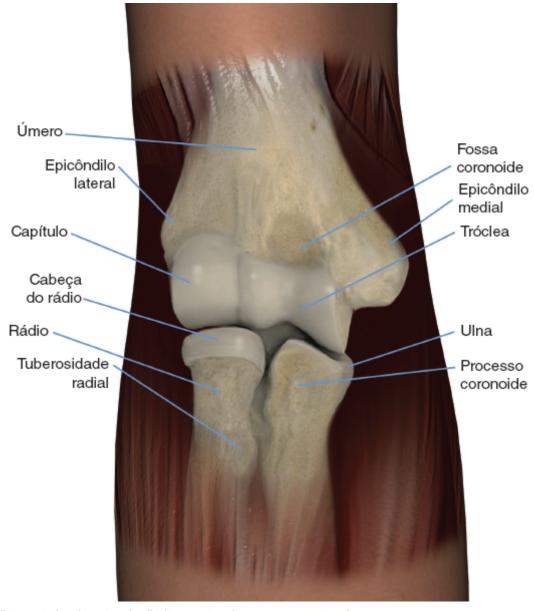



Figura 13.13 Vista anterior do cotovelo direito mostrando os componentes ósseos.

Indicações comuns

- Defeitos osteocondrais e corpos livres
- Avaliação de necrose avascular (NAV) na cabeça do rádio e no capítulo do úmero
- Compressão do nervo ulnar
- Traumatismo, sobretudo lesão do ligamento colateral ulnar
- Lesões expansivas dos tecidos moles
- Estiramento e ruptura muscular.

Equipamento

- Bobinas de superfície pequenas combinadas a bobinas em arranjo/par de Helmholtz/bobinas flexíveis/bobina de superfície fixada anteriormente à articulação
- Faixas e coxins de imobilização

Figura 13.14 Vista sagital do cotovelo direito mostrando os ligamentos no aspecto lateral.

- Placas de plástico para o cotovelo
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal, com os braços ao longo do corpo, ou em decúbito ventral, na posição de nadador, com o cotovelo a ser examinado estendido acima da cabeça e com o outro braço ao longo do corpo. Embora esta posição garanta que a área a ser examinada esteja no isocentro, é difícil mantê-la por muito tempo, portanto, é aconselhável reservá-la para aqueles pacientes com melhor condicionamento físico.

Em decúbito dorsal, uma posição mais comum, o corpo é angulado e atravessado na mesa, de modo que o cotovelo fique o mais próximo possível da linha média, e, simultaneamente, afastado do corpo. O cotovelo e o punho são colocados fixamente em uma posição relaxada. Placas de plástico para as costas e/ou bobinas rígidas ajudam a manter a posição e diminuir o movimento muscular. O braço e a bobina são elevados com coxins de espuma, de modo que a luz de alinhamento vertical passe através do centro da articulação, evitando, assim, a descentralização vertical. A luz de alinhamento longitudinal fica entre os côndilos umerais.

Protocolo sugerido

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 coronal/multiplanar

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, mas se o paciente estiver corretamente posicionado, pode atuar como sequência diagnóstica. Todos os principais planos de imagem estão alinhados ao eixo anatômico do cotovelo. Como o cotovelo fica relaxado na posição oblíqua, podem ser utilizados localizadores rápidos para encontrar e estabelecer esses planos. Localizadores rápidos de alta resolução também podem ser estabelecidos com FOV pequenos para avaliar rapidamente a necessidade de opções contra o artefato de *aliasing* (dobra). São prescritos cortes/espaçamentos finos

de cada lado da luz de alinhamento vertical ou com descentralização se os braços estiverem ao longo do corpo. Esta imagem mostra toda a extensão da articulação do cotovelo.

Localizador coronal: P 20 mm a A 20 mm

SE/FSE T1 coronal (Figura 13.15)

São prescritos cortes/espaçamentos finos através da linha que une os epicôndilos umerais desde as faces cutâneas posterior a anterior. Nesta imagem estão incluídas a porção distal do úmero, a articulação do cotovelo e a porção proximal do rádio e da ulna, incluindo as margens cutâneas lateral e medial.

Figura 13.15 SE coronal com ponderação em T1 do cotovelo mostrando seu aspecto normal.

FSE DP/T2 coronal +/– supressão de tecido/STIR (Figuras 13.16 e 13.17)

Prescrição de corte como para T1 coronal, exceto pela supressão de tecido para identificação de fraturas ocultas e degeneração articular.

SE/FSE T1 sagital

São prescritos cortes/espaçamentos finos perpendiculares aos cortes coronais, desde o aspecto medial até o aspecto lateral do cotovelo (Figura 13.18). Esta sequência é utilizada para avaliar lesões anteriores ou posteriores à anatomia óssea e o eixo longo dos músculos e tendões associados.

STIR sagital (Figura 13.19) ou DP sagital +/– supressão de tecido

STIR que usa um TI para suprimir gordura incompletamente, ou um DPmuito baixo com fracos valores de supressão de gordura.

Prescrição de corte tal como para T1 sagital.

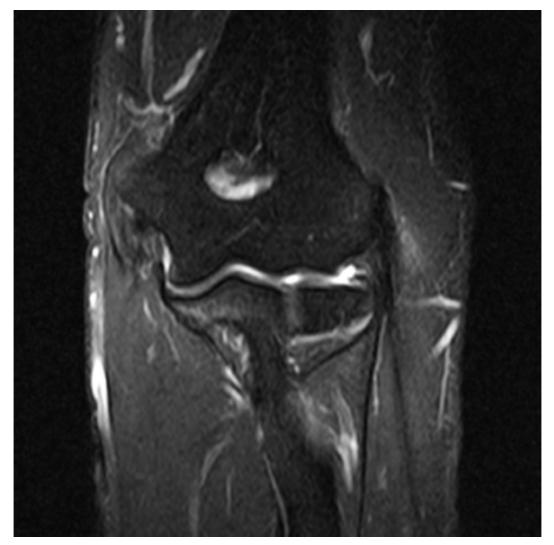



Figura 13.16 FSE coronal com ponderação em T2 do cotovelo com supressão de tecido mostrando seu aspecto normal.

Figura 13.17 STIR coronal.

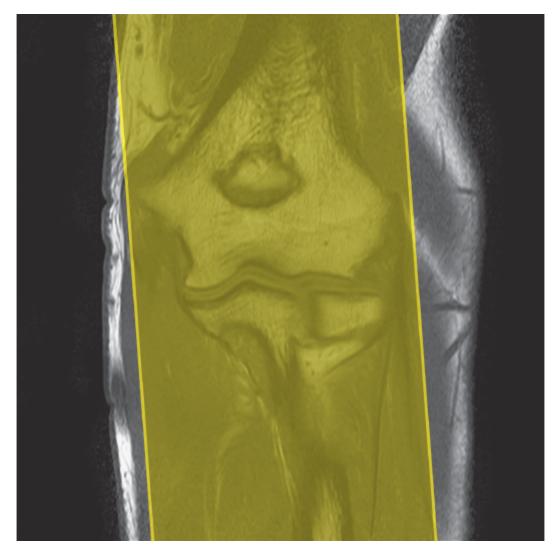



Figura 13.18 SE coronal com ponderação em T1 do cotovelo revelando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem sagital do cotovelo.

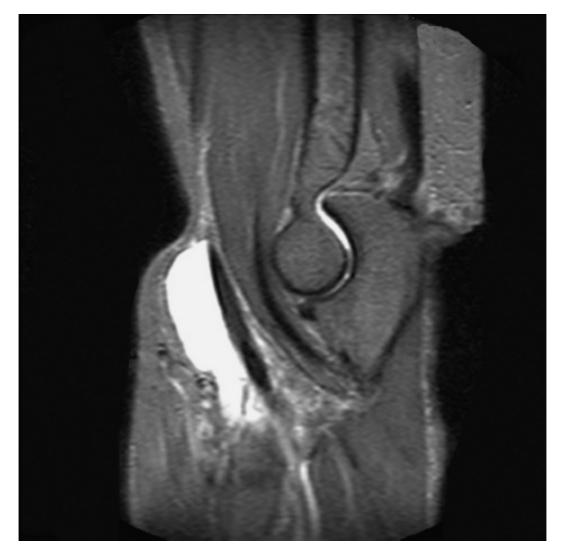



Figura 13.19 STIR sagital.

FSE T1 axial ou DP/T2 sagital +/– supressão de tecido (Figura 13.20)

Cortes/espaçamentos finos são alinhados perpendicularmente ao eixo longo do úmero e do antebraço, conforme determinado por uma incidência coronal (Figura 13.21). Esses cortes são tipicamente oblíquos, com a margem medial mais inferior do que a margem lateral.

GRE coerente T2* +/– supressão de tecido

Estas imagens mostram nitidamente a cartilagem articular para esclarecer defeitos osteocondrais.

Sequências adicionais

GRE incoerente (*spoiled*) T1

A intensidade de sinal reduzida no espaço medular devido aos efeitos de suscetibilidade, combinada ao sinal alto proveniente dos músculos, torna esta sequência útil no exame da anatomia da articulação do cotovelo.

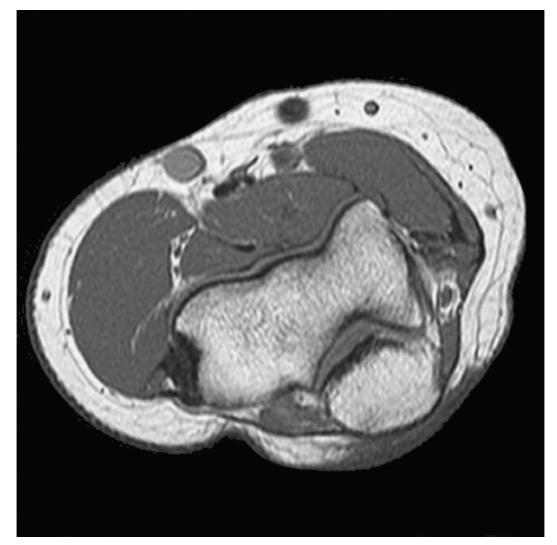



Figura 13.20 FSE axial com ponderação em T1 no nível da articulação do cotovelo.

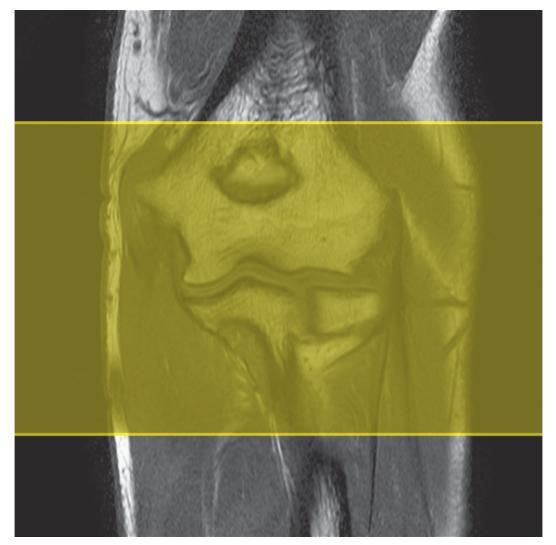



Figura 13.21 SE coronal com ponderação em T1 do cotovelo mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial do cotovelo.

GRE DP coerente/T2* 3D coronal

Cortes finos e poucas localizações de corte são prescritos no nível da articulação, permitindo a dobradura do corte. O uso de dados isotrópicos fornece avaliação adicional da articulação do cotovelo.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

A imagem de alta resolução é necessária para mostrar a articulação do joelho, consequentemente, a qualidade da imagem depende principalmente da qualidade da bobina utilizada. Se for utilizado um par de bobinas ou bobina em arranjo, a resolução espacial necessária pode ser facilmente mantida. Na maioria dos casos o FOV está próximo da periferia do centro do magneto e, portanto, pode ser necessário *shimming* (homogeneização de campo) extra para maximizar a RSR e a qualidade da imagem. A sequência FSE é comumente utilizada para manter a alta resolução com tempos de varredura aceitáveis. A sequência FSE também proporciona bom contraste, mas quando utilizada com imagens com ponderação em T2, os músculos retornam sinal mais baixo do que na SE e a gordura permanece brilhante (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*). Assim sendo, frequentemente é necessária a supressão de tecido para diferenciar entre gordura e patologia.

Sequências GRE coerentes T2* também são utilizadas porque fornecem bom contraste entre as margens ósseas da articulação e do líquido sinovial. As aquisições volumétricas são, às vezes, úteis, porque são utilizados cortes muito finos sem espaçamento e as estruturas articulares podem ser observadas em qualquer plano.

Problemas com artefato

O movimento do paciente pode ser problemático na posição de nadador porque é mais provável que ele se sinta desconfortável. É benéfico imobilizar cuidadosamente o paciente ou, em vez disso, colocá-lo em decúbito dorsal. A pulsação dos vasos umeral e radial é reduzida com a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV. A GMN também pode ser utilizada mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, a GMN aumenta efetivamente o contraste do líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. Se for utilizada descentralização da imagem e a fase for de S para I, é necessário superposição nas imagens coronais. Na imagem axial não há anatomia fora do FOV na direção de fase e, nas imagens sagitais, não ocorre descentralização. Portanto, a superposição geralmente é desnecessária nesses planos. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências com supressão de tecido.

Considerações do paciente

Os pacientes precisam ser cuidadosamente posicionados se for utilizada a posição de nadador e imobilizados com coxins para que fiquem confortáveis. Por causa do ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre é necessário disponibilizar tampões de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser útil na visualização de algumas anormalidades dos tecidos moles. Além disso, a artrorressonância magnética é útil na visualização de lacerações parciais e de toda a espessura do ligamento colateral e para delinear bandas no cotovelo. As sequências usadas na artrografia incluem:

- FSE T1 coronal + supressão de tecido
- FSE T1 sagital + supressão de tecido
- FSE T1 axial
- FSE/GRE T1 3D + supressão de tecido.

Antebraço

Anatomia básica (Figura 13.22)

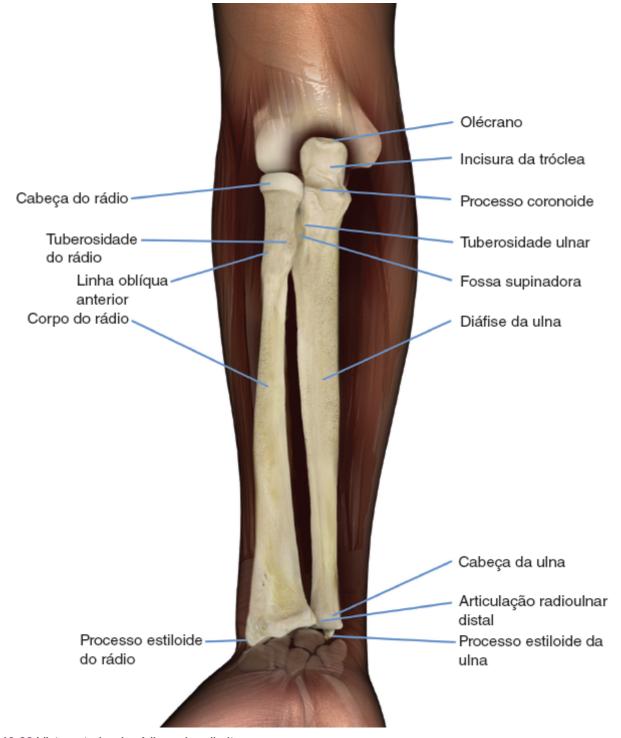



Figura 13.22 Vista anterior de rádio e ulna direitos.

Indicação comum

- Visualização de anormalidades ósseas e de tecido mole.

Equipamento

- Bobina corporal (*body coil*) em arranjo/bobina de superfície longa sob o braço/bobina de extremidade para lesões focais/bobina corporal (*body coil*)
- Coxins e faixas para imobilização

- Régua plástica
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal, com os braços ao longo do corpo, ou em decúbito ventral, na posição de nadador, com o braço que está sendo examinado acima da cabeça e o outro ao longo do corpo. Esta posição permite que a área que está sendo examinada fique no isocentro, evitando a descentralização da imagem. Entretanto, esta posição é difícil de manter por longos períodos, portanto é aconselhável reservá-la para pacientes com boas condições físicas.

Ao realizar imagens com o braço ao longo do corpo, eleve o lado não afetado cerca de 45° e leve o braço que está sendo examinado o mais próximo possível do centro do magneto. A metade superior da bobina corporal deve ser posicionada com sua margem lateral dobrada ao redor do braço, tocando a margem do elemento inferior. Isto evita o uso da margem da bobina. Além disso, quando se obtêm imagens de todo o antebraço, a metade superior do arranjo é deslizada para cobrir o cotovelo, enquanto a porção basal é utilizada para obter imagens do punho para cima. Enquanto o braço estiver relaxado, é importante evitar pronação da mão. Utilize faixas de imobilização para fixar a bobina, o paciente e travesseiros ou coxins de apoio. Oriente o paciente a não mexer os dedos durante a aquisição de dados.

Nas duas posições a luz de alinhamento horizontal passa no nível do centro da bobina ou a meio caminho entre o cotovelo e o punho. O braço e a bobina podem ser elevados com coxins de espuma até que a luz de alinhamento vertical passe pelo centro do braço, evitando, desse modo, a descentralização vertical. Utilize uma régua plástica para medir a distância entre a marca de alinhamento horizontal e cada articulação. Este procedimento garante que toda a extensão do antebraço esteja no FOV. Se isto não for possível, inclua o cotovelo ou o punho, dependendo da localização das lesões. Quando uma lesão for palpável, coloque um marcador de óleo ou de água sobre a mesma. Nos nódulos ou cicatrizes grandes, coloque um marcador em cada extremidade.

Protocolo sugerido

FSE T1/SE/GRE incoerente (*spoiled*) multiplanar/coronal/sagital

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, mas, se o paciente estiver na posição correta, pode atuar como sequência diagnóstica. Os localizadores coronais devem ser usados para lesões no eixo DE, e os localizadores sagitais para lesões no eixo AP. Os localizadores de bobina de superfície podem ser utilizados para avaliar rapidamente possíveis artefatos de *aliasing* (dobra) e para estabelecer os planos anatômicos.

Imagens coronais. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento vertical e descentralizados no meio do antebraço (se o braço estiver ao longo do corpo). Não é necessário descentralização na posição de nadador porque a luz de alinhamento longitudinal corresponde ao meio do antebraço. Esta imagem inclui todo o antebraço, desde o punho até o cotovelo.

P 25 mm a A 25 mm

Imagens sagitais. São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz longitudinal na posição de nadador ou de cada lado da medida descentralizada, quando a imagem for obtida com os braços ao longo do corpo. Esta imagem mostra todo o antebraço, desde o punho até o cotovelo.

E 25 mm a D 25 mm
(posição de nadador)

STIR sagital

São prescritos cortes/espaçamentos médios que incluam todo o antebraço, desde a porção distal do úmero até a porção proximal dos metacarpos, e orientados ao longo do eixo longo do úmero, abrangendo "ângulo de carga" do antebraço. Esta sequência é rápida e sensível para identificar lesões nos tecidos moles e no espaço medular.

FSE/SE T1 coronal

Cortes/espaçamentos finos são prescritos ao longo da linha do antebraço e das faces cutâneas posterior para anterior.

FSE T1 axial

São prescritos cortes/espaçamentos médios perpendiculares aos cortes coronais estendendo-se bem acima e abaixo das lesões observadas e o plano sagital. Descontinuidade do espaço medular, extensão para ou através dos compartimentos musculares e associação ao feixe neurovascular são características bem avaliadas nas imagens axiais.

FSE T2 axial +/– supressão de tecido ou STIR

Prescrição de corte como para T1 axial.

As sequências STIR geralmente são necessárias se o braço estiver ao longo do corpo ou se a região de interesse estiver longe do isocentro. A supressão de tecido é eficaz na posição de nadador. A sequência FSE é ideal porque a resolução é melhor do que em STIR.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O contraste intrínseco é relativamente bom nesta área devido à justaposição de músculo e gordura. O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

A resolução e a espessura do corte médio, combinadas com bobinas sensíveis, permitem um exame rápido, de modo que imagens axiais de alta resolução possam ser adquiridas para as lesões próximas ao feixe neurovascular e quando não houver descontinuidades óbvias do osso cortical. O FOV é, em geral, ampliado nos planos coronal e sagital, de modo que toda a extensão do antebraço seja visualizada. Este procedimento é especialmente importante no diagnóstico de tumores ósseos para garantir a identificação de quaisquer lesões salteadas. As reduções associadas no tempo de varredura da sequência FSE permitem o uso de matrizes médias a finas, sem prolongar desnecessariamente o tempo do exame. Nos planos coronal e sagital o FOV retangular/assimétrico é útil com o eixo longo do retângulo avançando ao longo da extensão do braço. Quando se utiliza FSE com ponderação em T2, os músculos retornam um sinal mais baixo do que em SE e a gordura retorna um sinal mais alto. Portanto, as técnicas de supressão de tecido são, em geral, necessárias para diferenciar gordura de patologia. A supressão espectral de gordura é difícil com FOV grande na periferia do campo homogêneo, de modo que STIR ou técnicas Dixon são utilizadas tipicamente nas imagens coronal e sagital. As imagens axiais próximas ao isocentro na direção longitudinal podem, em geral, suportar supressão química de gordura.

Problemas com artefatos

O movimento do paciente causa, às vezes, problemas na posição de nadador, porque a probabilidade de o paciente estar desconfortável é maior. Imobilização cuidadosa ou a colocação do paciente em decúbito dorsal é benéfica. A pulsação radial é reduzida com a introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao FOV. A GMN também pode ser utilizada, mas aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo e, em geral, não é útil nas sequências com ponderação em T1.

Considerações do paciente

Os pacientes precisam ser cuidadosamente posicionados, se for utilizada a posição de nadador, e imobilizados com coxins de espuma para que fiquem confortáveis. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre precisam ser disponibilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste pode ser útil para visualizar algumas anormalidades nos tecidos moles, mas não é utilizado de forma rotineira.

Anatomia básica (Figura 13.23)

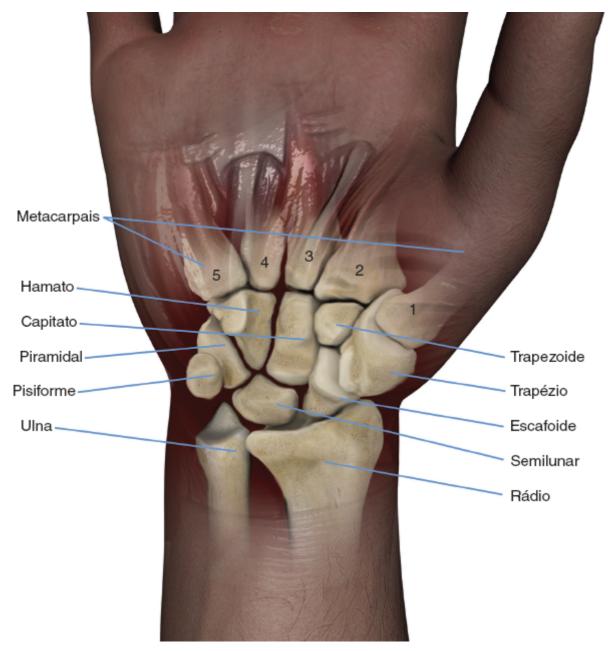



Figura 13.23 Estruturas ósseas do punho.

Indicações comuns

- Avaliação de dor no punho de etiologia desconhecida (lacerações da cartilagem triangular, osteonecrose do semilunar [doença de Kienböch], gânglios ocultos)
- Avaliação de NAV do escafoide após traumatismo
- Diagnóstico de síndrome do túnel do carpo
- Pode ser útil na avaliação precoce da artrite reumatoide
- Avaliação dos ligamentos escafossemilunar e escafopiramidal quando existir suspeita de instabilidade do punho
- Infecção
- Tumor.

Equipamento

- Bobinas exclusivas de punho (volume, Helmholtz/em fase ou com múltiplos arranjos)/bobina(s) de superfície pequena(s) ligada(s) por um *harness* de fase. Bobinas locais muito pequenas, especialmente desenhadas, podem ser utilizadas para examinar as articulações dos dedos
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

Em geral, o exame é realizado com o paciente em decúbito dorsal com o braço ao lado do corpo e o cotovelo e o punho voltados para cima para evitar a pronação do antebraço. O punho e a mão são colocados em uma tala para evitar movimento e ajudar a garantir o bom posicionamento da bobina. Desloque o paciente o máximo possível através da mesa e apoie o braço todo com coxins para levar o punho o mais próximo possível do isocentro. Os pacientes em bom estado geral conseguem tolerar a posição de nadador com a palma voltada para cima ou com o braço dobrado na altura do cotovelo. Se for utilizada uma bobina circular pequena, o paciente pode ficar em decúbito dorsal ou ventral com o braço acima da cabeça e o cotovelo dobrado, de modo que o antebraço cruze a mesa. A bobina é fixada no plano sagital no isocentro vertical. Se forem utilizadas duas bobinas o punho é colocado no meio delas para aproveitar as duas áreas sensíveis das bobinas. Como este procedimento exige o desacoplamento ativo da bobina, verifique o manual de operações do seu sistema caso tenha dúvidas. Se o punho estiver no isocentro nos três eixos, as luzes de alinhamento longitudinal e horizontal são centralizadas para o punho. Se o braço estiver ao lado do corpo, pode ser necessário medir a descentralização horizontal com uma régua plástica.

Protocolo sugerido

SE/FSE/GRE incoerente (*spoiled*) T1 multiplanar/sagital/GRE coerente T2* (Figura 13.24)

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, mas, se o paciente estiver corretamente posicionado, pode atuar como sequência diagnóstica. Utilizando bobina corporal, cortes/espaçamentos médios são prescritos de cada lado da luz longitudinal na posição de nadador ou dos dois lados da descentralização, com o braço ao lado do corpo. Esta imagem inclui a área desde a margem inferior dos ossos do carpo até a porção distal do antebraço.

E 15 mm a D 15 mm
(posição de nadador)

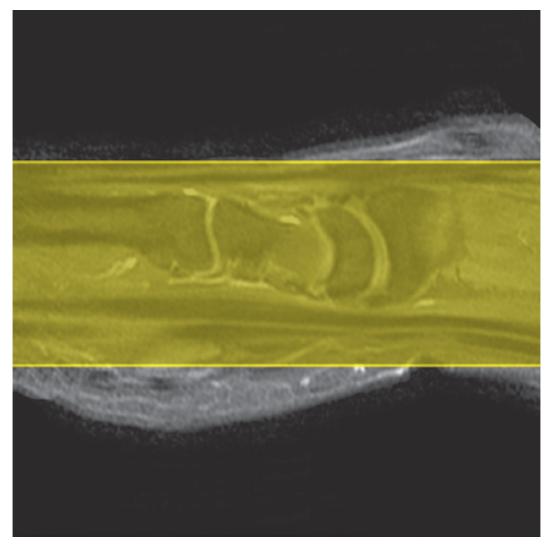



Figura 13.24 Imagem localizadora GRE sagital com ponderação em T2* do punho mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal.

Localizador axial. Pode ser prescrito a partir de localizadores multiplanares ou de localizador sagital. Utilize bobina de superfície para determinar mais acuradamente a orientação do corte para imagem coronal (Figura 13.25).

SE/FSE T1 coronal (Figura 13.26)

São prescritos cortes finos ou intercalados no nível da articulação ou da região de interesse paralelamente à fileira proximal do carpo, conforme mostrado pelos localizadores axiais (a articulação radioulnar distal frequentemente não está alinhada com o carpo). Mostra os cortes inferiormente ao túnel do carpo. Esta imagem mostra a área desde a margem inferior dos ossos do carpo até a porção distal do antebraço.

SE/FSE T2 coronal ou GRE T2* coerente +/– supressão de tecido (Figuras 13.27 e 13.28)

Prescrição de corte como para T1 coronal.

Estas sequências são úteis para investigar fibrocartilagem triangular, fraturas ou NAV. STIR não é utilizada comumente devido à RSR insatisfatória, portanto é difícil obter boa resolução.

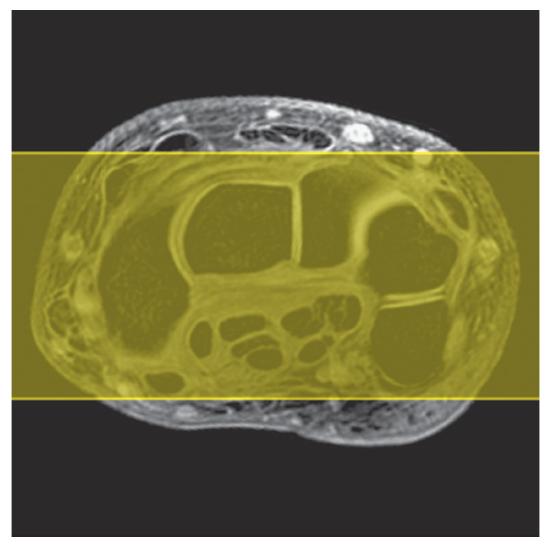



Figura 13.25 Imagem localizadora GRE axial com ponderação em T2* do punho mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem coronal.

Figura 13.26 FSE coronal com ponderação em T1 do punho mostrando o aspecto normal.

Figura 13.27 GRE coerente T2* coronal.

Figura 13.28 FSE coronal com ponderação em T2 do punho com supressão de tecido.

FSE T2 axial (Figura 13.29)

São prescritos cortes/espaçamentos finos no nível da ROI, paralelamente à fileira proximal dos ossos do carpo, conforme visualizado nas imagens coronais (Figura 13.30).

FSE T1 axial (Figura 13.31)

Prescrição de corte como para T2 axial.

Esta sequência é útil para a síndrome do túnel do carpo e para as lesões no nervo ulnar.

Sequências adicionais

DP axial + supressão de tecido (Figura 13.32)

Prescrição do corte como para T2 axial.

Esta sequência é útil para a visualização da cartilagem articular e do túnel do carpo.

SE/FSE T1 sagital

São prescritos cortes/espaçamentos finos perpendiculares ao plano coronal. Esta sequência é útil para a localização dos gânglios dorsais (Figura 13.33).

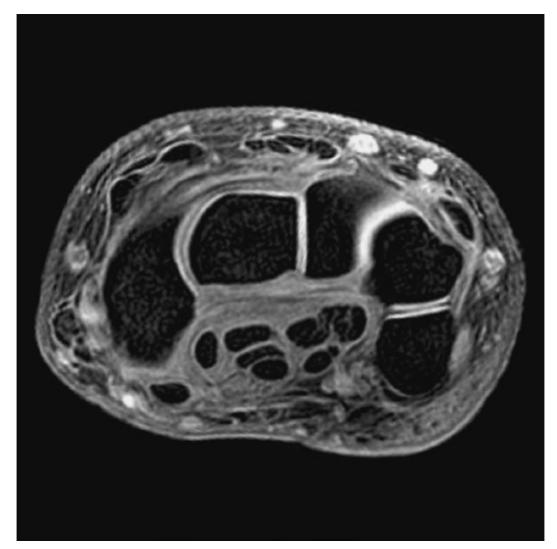



Figura 13.29 FSE axial com ponderação em T2 no nível do túnel do carpo.

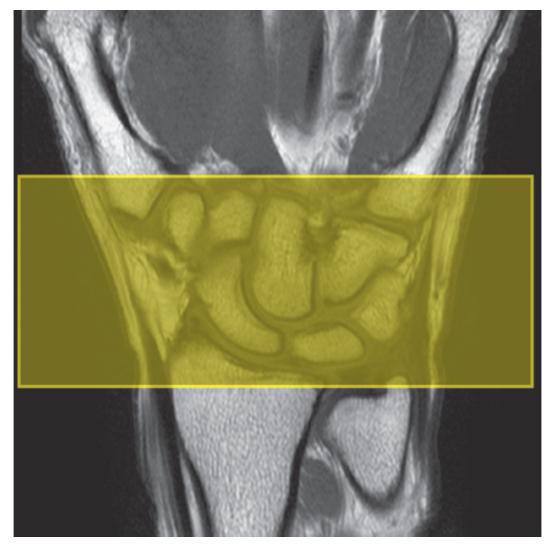



Figura 13.30 FSE coronal com ponderação em T1 mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem axial do punho.

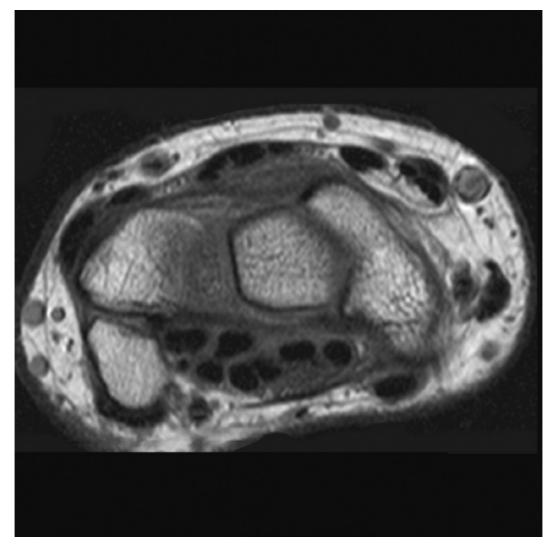



Figura 13.31 FSE axial com ponderação em T1 do punho mostra nitidamente o túnel do carpo.

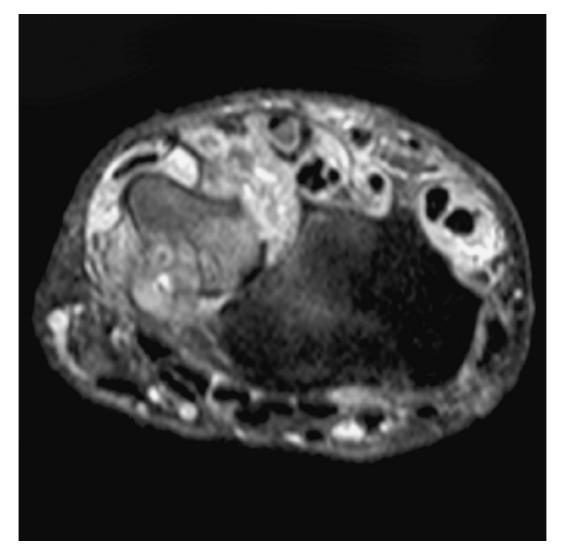



Figura 13.32 FSE DP axial com supressão de tecido.

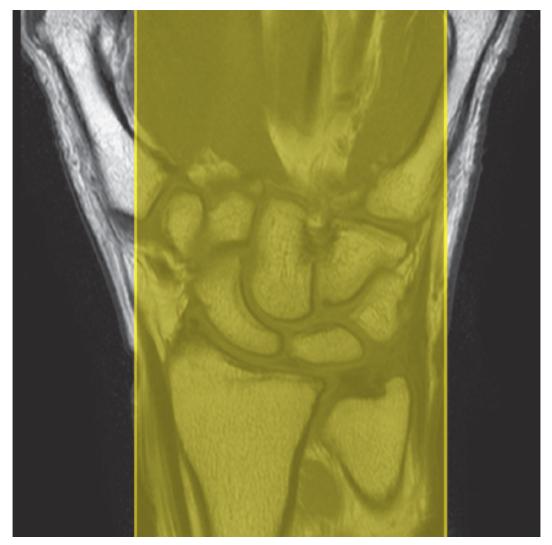



Figura 13.33 FSE coronal com ponderação em T1 mostrando os limites de prescrição e a orientação do corte para imagem sagital do punho.

SE/FSE DP sagital + supressão de tecido

Prescrição do corte como para T1 sagital.

GRE incoerente (*spoiled*) T1 3D ou GRE coerente T2* (Figura 13.34)

Utilizados para pesquisar patologias líquidas ou sólidas com cortes finos, mas comprometem a resolução. Sequências de contraste híbridas, como GRE balanceado, mostrando anatomia e líquido também são populares. Cortes finos e poucas localizações de corte são prescritos no nível da articulação, permitindo a dobradura do corte.

FSE T1/T2 sagital/axial/coronal da mão ou dos dedos (Figura 13.35)

Utilizado para investigar anomalias ósseas ou articulares. Requer parâmetros de alta resolução.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

Figura 13.34 Corte coronal de um grupo de dados de imagem 3D com ponderação em T1.

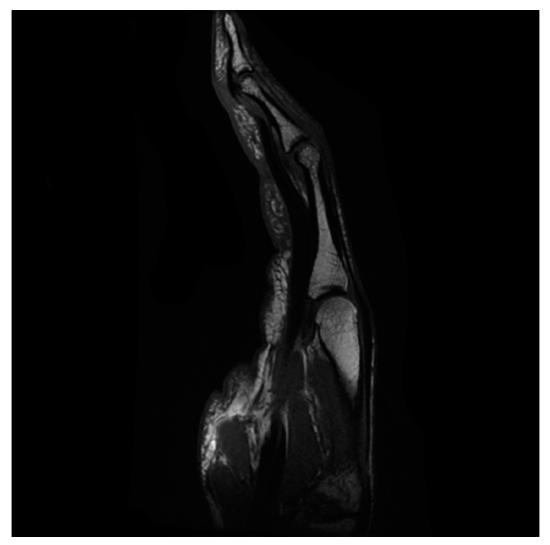



Figura 13.35 Imagem sagital com ponderação em T1 do dedo.

A qualidade da bobina é muito importante no punho. A RSR e a RCR intrínsecas são relativamente baixas porque a maioria das estruturas é óssea, portanto tem pouca gordura. O uso de uma bobina de punho sofisticada garante retorno alto e uniforme do sinal, de modo que a alta resolução necessária no punho é facilmente obtida. Bobinas de superfície recentemente desenvolvidas, que usam configurações de múltiplos elementos, fornecem uma excelente qualidade de imagem. Múltiplos NEX/NSA também podem ser necessários para melhorar a RSR. Bobinas de superfície muito pequenas, especialmente desenhadas, podem ser utilizadas para examinar os dedos individualmente. Entretanto, hoje em dia este tipo de exame não é muito comum.

A alta resolução espacial é fundamental para mostrar adequadamente a delicada anatomia do punho, portanto, são necessários cortes finos e intercalados. O uso da sequência FSE é comum, embora ETL e espaçamento de eco mais longos possam induzir borramento significativo ou comprometer o diagnóstico da patologia do tendão nas imagens com ponderação em T1 (ver Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Problemas com artefatos

Ocorre pouco artefato nesta área porque as pulsações dos vasos não são particularmente fortes, mas a introdução de pulsos de pré-saturação em S e em I em relação ao FOV diminui os fantasmas de fase. Além disso, nas imagens coronal e sagital, a frequência e a fase podem ser trocadas de modo que a fase fique ao longo do eixo das artérias. A GMN não é, em geral, necessária para diminuir os artefatos de fluxo no punho, mas aumenta efetivamente o contraste do líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. O movimento do paciente na posição do nadador pode ser particularmente problemático, especialmente se os tempos de varredura forem longos. É necessário garantir que o paciente esteja adequadamente imobilizado e confortável. Oriente o paciente a não mexer os dedos durante as sequências. O movimento induzido pelo desconforto é, com frequência, um problema. Técnicas de preenchimento do espaço K, como a PROPELLER, reduzem a sensibilidade ao movimento e ao fluxo. A supressão de gordura é difícil na periferia da região homogênea do magneto. O *shimming* (homogeneização de campo) melhora a supressão química de gordura e a qualidade das sequências GRE TE mais longas. Todo metal deve ser removido da roupa e do corpo do paciente para preservar o bom

shimming. Os pulsos de pré-saturação espacial podem ser utilizados para anular o sinal proveniente do corpo em sequências de imagem axial ou, como alternativa, mudar a direção de fase para AP.

Considerações do paciente

Informe ao paciente sobre os tempos de varredura possivelmente longos e a importância de permanecer quieto. Assegure-se de que o paciente esteja em uma posição confortável e bem imobilizado. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto em algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre precisam ser disponibilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste não é um procedimento de rotina no punho; entretanto, a artrorressonância magnética é, às vezes, útil para confirmar o achado de perfurações dos ligamentos e de fibrocartilagem triangular. Em alguns casos, pode-se injetar gadolínio IV para visualizar fibrose no pós-operatório.

Pontos-chave

- Ver Capítulo 14, *Membro Inferior*.

14 Membro Inferior

Quadril
Fêmur
Joelho
Tíbia e fíbula
Tornozelo
Pé
Imagens vasculares

Quadro 14.1 Resumo dos parâmetros.

1,5 T		3 T	
SE		**SE**	
TE curto	mínimo a 30 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	70 ms +	TE longo	70 ms +
TR curto	600 a 800 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	2.000 ms +	TR longo	2.000 ms +
FSE		**FSE**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 15 ms
TE longo	90 ms +	TE longo	90 ms +
TR curto	400 a 600 ms	TR curto	600 a 900 ms
TR longo	4.000 ms +	TR longo	4.000 ms +
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
IR T1		**IR T1**	
TE curto	mínimo a 20 ms	TE curto	mínimo a 20 ms
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI	200 a 600 ms	TI	tempo curto ou nulo de tecido
ETL curto	2 a 6	ETL curto	2 a 6
STIR		**STIR**	
TE longo	60 ms +	TE longo	60 ms +
TR longo	3.000 ms +	TR longo	3.000 ms +
TI curto	100 a 175 ms	TI curto	210 ms
ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
FLAIR		**FLAIR**	
TE longo	80 ms +	TE longo	80 ms +
TR longo	9.000 ms +	TR longo	9.000 ms + (TR pelo menos 4 × TI)
TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)	TI longo	1.700 a 2.500 ms (dependendo do TR)

ETL longo	16 +	ETL longo	16 +
GRE coerente		**GRE coerente**	
TE longo	15 ms +	TE longo	15 ms +
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE incoerente		**GRE incoerente**	
TE curto	mínimo	TE curto	mínimo
TR curto	< 50 ms	TR curto	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 50°	Ângulo de inclinação	20° a 50°
GRE equilibrado		**GRE equilibrado**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	mínimo	TR	mínimo
Ângulo de inclinação	> 40°	Ângulo de inclinação	> 40°
SSFP		**SSFP**	
TE	10 a 15 ms	TE	10 a 15 ms
TR	< 50 ms	TR	< 50 ms
Ângulo de inclinação	20° a 40°	Ângulo de inclinação	20° a 40°
1,5 T e 3 T			
Espessura de corte 2D		**Espessura de corte 3D**	
Fina	2 a 4 mm	Fina	< 1 mm
Média	5 a 6 mm	Espessa	> 3 mm
Espessa	8 mm		
FOV		**Matriz**	
Pequeno	< 18 cm	Grosseira	256 × 128/256 × 192
Médio	18 a 30 cm	Média	256 × 256/512 × 256
Grande	> 30 cm	Fina	512 × 512
		Muito fina	> 1.024 × 1.024
NEX/NSA		**Números de cortes 3D**	
Curto	1	Pequeno	< 32
Médio	2 a 3	Médio	64

Múltiplo	> 4	Grande	> 128
ARM-PC 2D e 3D		**ARM-TOF 2D**	
TE	mínimo	TE	mínimo
TR	25 a 33 ms	TR	28 a 45 ms
Ângulo de inclinação	30°	Ângulo de inclinação	40° a 60°
VENC venosa	20 a 40 cm/s	**ARM-TOF 3D**	
VENC arterial	60 cm/s	TE	mínimo
		TR	25 a 50 ms
		Ângulo de inclinação	20° a 30°

Os valores apresentados referem-se aos sistemas 1,5 T e 3 T. Os parâmetros dependem da intensidade de campo e podem precisar de ajustes em caso de potências de campo muito baixas ou altas.

Quadril

Anatomia básica (Figura 14.1)

Figura 14.1 Vista anterior do quadril direito mostrando componentes ósseos e ligamentos.

Indicações comuns

- Avaliação de dor unilateral ou bilateral inexplicada do quadril
- Suspeita de fratura oculta
- Lacerações musculares
- Lacerações labrais, lesão condral ou outra patologia articular de tecidos moles.

Nota: Os exames bilateral e unilateral dos quadris são descritos neste capítulo. As causas de dor generalizada no quadril incluem necrose avascular (NAV), depósitos metastáticos e fraturas ocultas que podem acometer ambos os quadris. As patologias articulares unilaterais específicas, como suspeita de lacerações labrais ou lesão condral, exigem imagens de alta resolução do quadril em questão. Entretanto, por causa da prevalência de NAV nos pacientes cujo quadro clínico inicial consiste em dor no quadril, é aconselhável incluir uma sequência bilateral nos protocolos unilaterais do quadril.

Equipamento

Imagem bilateral do quadril

- Bobinas corporais em arranjo de fase/em arranjos múltiplos/bobina flexível com fins gerais/bobina corporal (*body coil*)
- Coxim e faixas para imobilização
- Cunhas de espuma de 20°
- Tampões ou fones de ouvido.

Imagem unilateral do quadril

- Bobina flexível grande/pequena/em arranjos múltiplos/arranjo de fase pélvica/par de Helmholtz (tamanho pequeno)
- Coxim e faixas de imobilização
- Esponjas com cunha de 20°
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente é colocado em decúbito dorsal na mesa de exame com as pernas esticadas e os pés paralelos. Esta posição garante que o ângulo dos colos femorais seja o mesmo, embora o fêmur não precise ficar necessariamente em rotação interna como nas radiografias dos quadris. As pernas são imobilizadas com o uso de coxins ou faixas ao redor dos pés. Este procedimento permite que o paciente fique nesta posição de forma relaxada.

O paciente é colocado nesta posição, de modo que a luz do alinhamento longitudinal esteja situada na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através do nível da cabeça dos fêmures. Esses pontos são localizados apalpando-se o pulso femoral, que é tipicamente encontrado 3 cm abaixo e lateralmente ao ponto médio da linha que une a espinha ilíaca anterossuperior e a sínfise púbica. Se for obtida apenas a imagem de um quadril, o FOV sairá do isocentro e a qualidade da imagem pode ser afetada.

Protocolo sugerido | Exame bilateral

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) axial

Atua como localizador, se não estiver disponível uma localização triplanar, ou como sequência diagnóstica. São prescritos espaçamentos/cortes espessos de cada lado da luz de alinhamento horizontal. Os dois quadris são incluídos para mostrar a localização e o alinhamento dos quadris.

Axial I 25 mm a S 25 mm

FSE T2 coronal +/– supressão de tecido/STIR

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde a margem posterior até a margem anterior da musculatura do quadril (do ilíaco até a porção anterior do glúteo máximo). Os cortes podem ser angulados para compensar a rotação posicional da pelve. As imagens devem mostrar as bordas laterais dos músculos que circundam os quadris (glúteo médio) e cobrir desde a junção do ílio com o acetábulo superior até abaixo do trocanter menor.

SE/FSE T1 coronal (Figura 14.2)

A prescrição do corte é semelhante à de T2 coronal.

SE/FSE T1 axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos desde acima da porção articular do acetábulo até a margem superior do trocanter menor, alinhados com a superfície superior da cabeça dos dois fêmures para corrigir erros de posição (Figura 14.3).

FSE T2 sagital/GRE T2* coerente +/– supressão de tecido

São prescritos cortes/espaçamentos finos a partir do aspecto lateral do trocanter maior através das porções articulares do acetábulo (Figura 14.4). Essas imagens são particularmente adequadas para mostrar retificação da cabeça do fêmur associada a NAV. Em geral, a FSE é a sequência de escolha, mas sequências GRE fornecem excelente visualização da cartilagem.

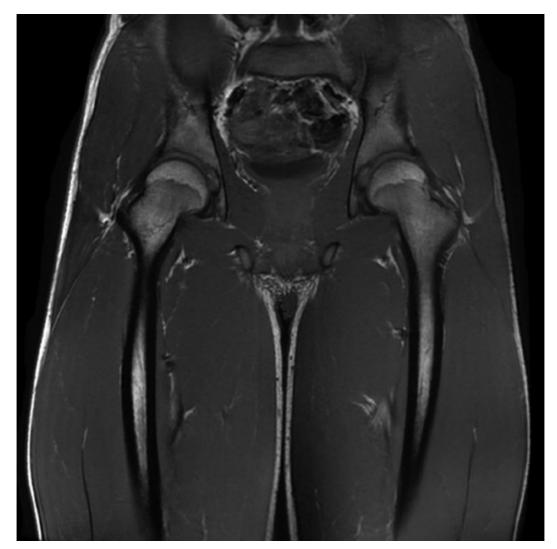



Figura 14.2 FSE coronal, com ponderação em T1, dos quadris e dos fêmures.

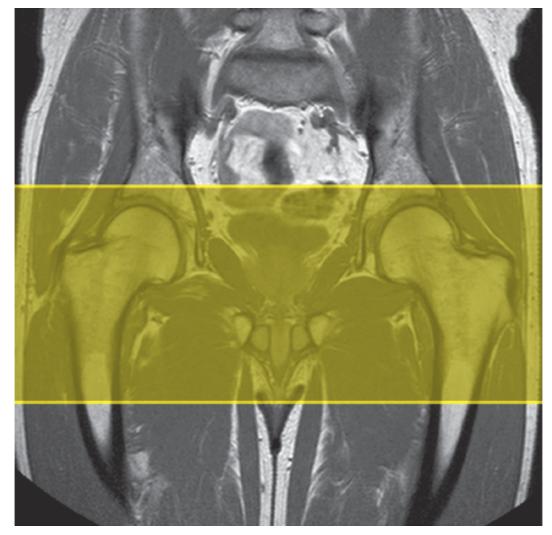



Figura 14.3 FSE coronal, com ponderação em T1, mostrando os limites de prescrição do corte e orientação para a imagem axial dos quadris.

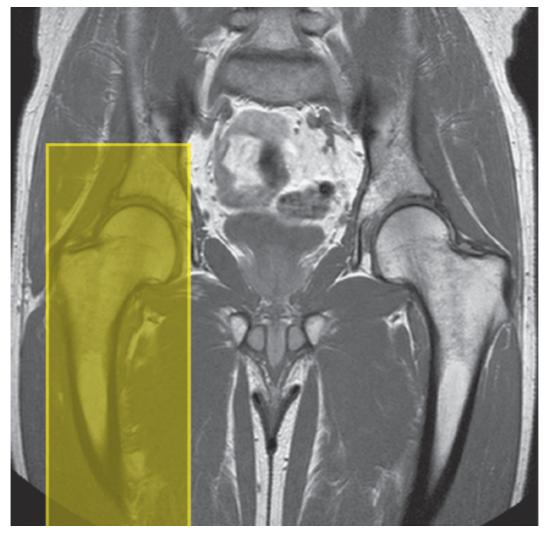



Figura 14.4 FSE coronal, com ponderação em T1, mostrando os limites de prescrição do corte e orientação para a imagem sagital dos quadris.

Protocolo sugerido | Exame unilateral

Este exame exige, em geral, resolução mais alta do que a dos exames bilaterais. Os planos de imagem devem ser colocados em relação à anatomia da articulação em vez de ortogonais ao corpo. *Shimming* (homogeneização de campo) extra pode ser necessário para otimizar o padrão de supressão de tecido e a qualidade da imagem GRE com FOV descentralizado.

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) axial

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. Assim como no exame bilateral, utilizar bobina corporal (*body coil*) e incluir os dois lados do quadril.

SE/FSE T1 coronal

São prescritos cortes/espaçamentos finos a partir das margens posterior para anterior da cabeça do fêmur e alinhados paralelamente ao colo do fêmur. Nesta imagem está incluída a área desde a margem proximal da diáfise femoral (abaixo do trocanter menor) até a chanfradura do ciático maior.

GRE T2* coerente coronal/FSE T2 +/– supressão de tecido

Prescrição dos cortes como para T1 coronal.

As imagens em T2* são particularmente boas para identificar o lábio e a frouxidão na articulação. A FSE T2 pode ser preferida para fornecer resolução mais alta.

FSE T2 axial +/– supressão de tecido

São prescritos cortes/espaçamentos finos a partir da imagem coronal para incluir os componentes articulares da articulação do quadril. Utilize cortes angulados, de modo que fiquem paralelos ao colo do fêmur.

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) axial

Prescrição de cortes como para T2 axial.

Sequências adicionais

FSE T2 coronal +/– supressão de tecido (ambos os quadris)

Pode ser utilizada como sequência adicional do exame unilateral, especialmente para descartar NAV no quadril assintomática. Utilize bobina corporal (*body coil*) para que não seja necessário mudar a posição do paciente. O corte/espaçamento médio é adequado porque a sensibilidade do contraste da sequência deve identificar a patologia. Posicione os cortes para incluir os componentes ósseos da articulação do quadril e alguma musculatura circundante.

FSE T2 coronal/oblíquo + supressão de tecido (ambos os quadris)

Esta sequência, com cortes/espaçamentos finos e matrizes finas, pode ser usada para visualizar lacerações labrais.

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) + contraste (Figuras 14.5 e 14.6)

Esta sequência pode ser utilizada após injeção intra-articular de contraste para visualizar lacerações labrais e defeitos condrais. Uma solução muito diluída de gadolínio em solução salina (1:100) é introduzida na cápsula articular e essa única articulação é examinada em resolução alta com supressão de tecido. As imagens com ponderação em T1 nos três planos são adquiridas alinhadas ao colo do fêmur e à margem do acetábulo.

Figura 14.5 Artrografia coronal.

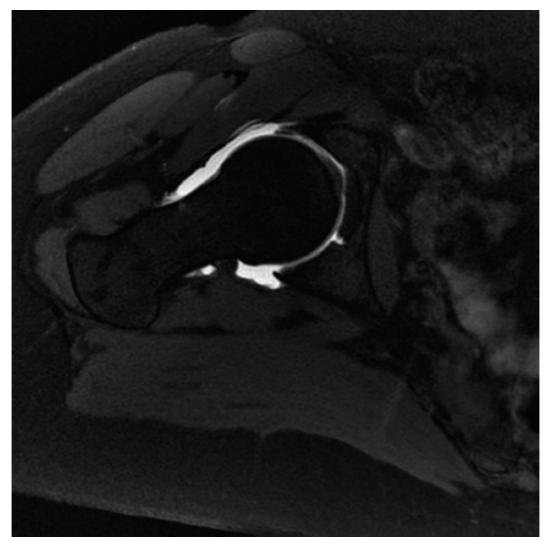



Figura 14.6 Artrografia axial.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

A resolução espacial é um parâmetro crítico nas imagens da articulação e depende de indicações clínicas. Por exemplo, no exame de pequenas lacerações labrais, a resolução é fundamental e é necessário o uso de cortes/espaçamentos finos e de matriz alta e fina. Entretanto, quando a lesão é grande e a RCR é alta, a resolução pode ser sacrificada para obter melhor RSR ou tempo de varredura mais curto. As aquisições volumétricas são, às vezes, úteis porque são utilizados cortes muito finos sem espaçamento e as estruturas articulares podem ser visualizadas em qualquer plano. Considerando que as aquisições volumétricas são, em geral, realizadas para mostrar a anatomia, é necessário uma sequência GRE incoerente (*spoiled*) que produza ponderação predominante em T1.

Nesta seção foram descritos exames bilaterais e unilaterais. As imagens bilaterais com bobinas grandes em arranjo de fase têm muitas vantagens. Este procedimento pode fornecer resolução aceitável para a visualização de estruturas articulares quando associadas a FOV pequeno e superposição de amostras, mas também pode ser utilizado FOV grande para fornecer imagens de resolução média de uma grande área anatômica. Nos exames unilaterais a resolução espacial fina é fundamental. As estruturas da articulação do quadril apresentam dimensões semelhantes às do ombro, exigindo alta resolução espacial (*pixel* $< 0{,}5$ mm). Infelizmente, a musculatura relativamente volumosa e a morfologia externa do quadril exigem bobinas

fisicamente maiores. Consequentemente pode ser necessário utilizar NEX/NSA mais elevados e tempos de varredura mais longos para obter RSR aceitável.

A seleção flexível de um FOV retangular/assimétrico ajudou muito a ajustar as sequências do quadril nos planos axial e sagital. Além disso, a aplicação flexível de superposição de amostras permite o uso de FOV pequeno nos planos coronal e axial associado a bobinas maiores, bem como aumentos mais finos na RSR.

Os exames do quadril utilizam várias sequências. As sequências SE fornecem, em geral, melhor contraste e resolução nas imagens com ponderação em T1 do que FSE. Entretanto, o desenvolvimento de gradientes de alto desempenho reduz o borramento associado a ETLs longos. A supressão de tecido é uma opção importante nos exames do sistema musculoesquelético, assim como a supressão da medula gordurosa normal que frequentemente melhora a visualização de patologia óssea. As técnicas de supressão de tecido são, em geral, preferidas, mas as sequências STIR proporcionam supressão de gordura muito uniforme (e o grau da supressão de gordura pode ser controlado com a alteração do tempo de inversão), particularmente nos sistemas mais antigos e nos FOV grandes. Existe uma tendência crescente para utilizar aquisições de TE moderadamente curto (35 a 60 ms) em sequências FSE com ponderação em DP com supressão de gordura, que geram RSR mais elevada e aprimoram a RCR entre cartilagem e músculo. A eficácia dessa abordagem ainda não foi estabelecida. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Embora sequências com largura de bordas reduzidas aumentem a RSR sem comprometer muito o tempo, a largura da banda deve limitar o desvio químico a um ou dois *pixels* na maioria das sequências sem supressão de gordura, sobretudo nos casos de imagens de alta resolução. Quando se usa uma técnica de supressão de tecido, artefatos de desvio químico são menos problemáticos, e é possível usar uma largura de banda menor. No entanto, como a redução da largura de banda melhora a RSR, a sensibilidade ao fluxo e, portanto, os artefatos de fluxo ficam mais evidentes.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefatos é o fluxo nos vasos femoral e ilíaco. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial S e I em relação ao FOV reduz bastante esse fenômeno. Nas imagens de um único lado do quadril à procura de lacerações labrais, o movimento intestinal pode ser problemático. A introdução de um pulso de pré-saturação espacial medial ao quadril reduz efetivamente esse problema. A GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo, mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, a GMN pode aumentar efetivamente o contraste (dependendo da direção em que é aplicada) no líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. Nas imagens FSE, usar uma largura de banda de recepção maior e/ou ETL mais curto reduz os artefatos de fluxo, e técnicas de redução de movimento, como a PROPELLER, também são benéficas. Nas aquisições coronais bilaterais, a supressão de gordura pode não ser homogênea por causa do uso de um FOV grande. Portanto, *shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido. Como alternativa, sequências STIR podem ser usadas. Técnicas que usam o método de 3 pontos de Dixon, por meio do qual quatro imagens são obtidas em uma sequência (água, gordura, dentro e fora de fase [*in phase/out phase*]), fornecem imagens robustas de supressão de gordura (separação de água e gordura).

O uso de próteses ou de pinos no quadril provoca artefatos significativos de suscetibilidade magnética. Estes podem, às vezes, mas nem sempre, destruir a imagem. Não utilize uma sequência GRE, porque os gradientes não compensam as heterogeneidades no campo magnético, aumentando o artefato de suscetibilidade magnética. Para minimizar o artefato, escolha sequências SE ou FSE associadas a grandes amplitudes de bandas de recepção, TE mais baixo e matriz mais grosseira. O artefato pode, às vezes, ser desviado da região de interesse pela mudança nas direções que codificam a fase e a frequência, mas isso, por sua vez, pode causar *aliasing*. Entretanto, esse fenômeno pode ser evitado pela superposição de amostras e pela colocação cuidadosa das mãos no tórax do paciente, e não ao lado de seu corpo.

As técnicas de supressão química não podem ser usadas se houver implantes metálicos. Outros tipos de supressão ou sequências STIR são recomendados. Recentemente, foram desenvolvidos protocolos para a imagem de tecido mole no entorno de próteses metálicas. Essas técnicas reduzem significativamente artefatos de suscetibilidade magnética, e, portanto, pode-se detectar inflamação próxima à prótese.

Considerações do paciente

Os pacientes com prótese de quadril podem sentir calor durante o exame. Eles devem ser alertados sobre essa possibilidade, e uma campainha de emergência deve ser disponibilizada e acionada caso sintam algum desconforto. Devido

ao ruído excessivamente alto do gradiente associado a algumas sequências, sempre devem ser fornecidos tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O uso de contraste intravenoso praticamente nunca é indicado nas imagens da articulação do quadril, a menos que seja utilizado como uma técnica indireta de artrografia associada à RM (ver seção *Ombro* no Capítulo 13, *Membro Superior*). A artrografia associada à RM direta do quadril é uma técnica importante no diagnóstico de alguns distúrbios do quadril, especialmente lacerações labrais. As técnicas de artrografia incluem:

- SE/FSE T2 coronal + supressão de tecido
- SE/FSE T1 coronal + supressão de tecido
- SE/FSE T1 para-axial + supressão de tecido
- BGRE ou GRE T1 3D + supressão de tecido.

Fêmur

Anatomia básica (Figura 14.7)

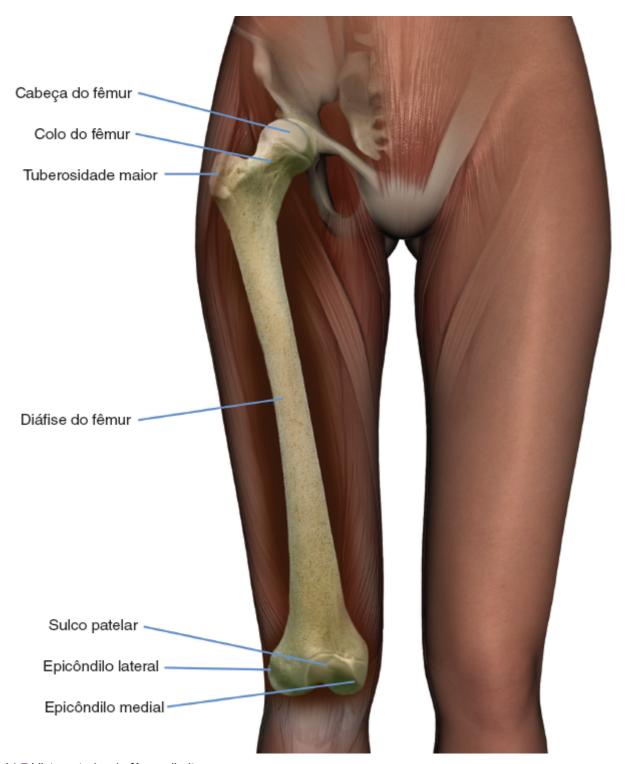



Figura 14.7 Vista anterior do fêmur direito.

Indicação comum

- Avaliação de patologia suspeita ou conhecida dos tecidos moles e ossos (tumores, infecção, lacerações musculares).

O exame bilateral é recomendado para todos os casos novos, mas o exame unilateral pode ser utilizado para acompanhamento, sobretudo se não estiver disponível bobina em arranjo.

Equipamento

- Bobina corporal em arranjo para examinar um ou os dois fêmures (descentralize discretamente as porções anterior e posterior para abranger o fêmur todo)/bobina corporal (*body coil*) para ambos os fêmures/bobina de superfície longa sob o fêmur se apenas uma perna estiver sendo examinada e a RI estiver localizada posteriormente na coxa
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com as pernas esticadas e os pés em uma posição confortável. Os pés são imobilizados nesta posição utilizando coxim e faixas. O paciente é posicionado de forma que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através de um ponto entre o joelho e o quadril (ou sobre a ROI se esta for conhecida). Se apenas um lado estiver sendo examinado, o paciente deve ser deslocado na mesa até que o fêmur fique o mais próximo possível da linha média do magneto. Utilize uma régua de plástico para medir desde a luz de alinhamento horizontal até cada articulação para garantir que todo o fêmur esteja no eixo longo do FOV. Caso contrário, inclua o joelho ou o quadril, dependendo da localização da(s) lesão(ões). Quando a lesão for palpável, coloque um marcador à base de água ou de óleo sobre a mesma para facilitar a localização. Nos nódulos ou cicatrizes grandes, coloque um marcador em cada extremidade.

Protocolo sugerido

SE/FSE T1/T2 axial/coronal/multiplanar ou SS-FSE ou GRE T1 incoerente (*spoiled*)

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. Os localizadores axiais são úteis para localizar lesões no eixo SI, mas não indicam se toda a extensão do fêmur será incluída nos outros planos. Os localizadores coronais localizam lesões situadas no eixo DE. Os cortes/espaçamentos médios são prescritos de uma superfície cutânea até a outra. No plano coronal toda a extensão do fêmur deve ser incluída na imagem.

Localizador axial: I 100 mm a S 100 mm
Localizador coronal: P 50 mm a A 40 mm

STIR sagital

Os cortes/espaçamentos médios são prescritos para incluir a coxa toda e alinhados paralelamente ao eixo longo do fêmur. Se houver suspeita de lesões bilaterais, repetir esta sequência na outra perna.

SE/FSE T1 coronal

Os cortes/espaçamentos médios são prescritos para incluir toda a coxa, desde as superfícies cutâneas anterior para posterior, e alinhados paralelamente ao eixo longo do fêmur. Esta sequência permite a visualização dos dois fêmures para comparação e identificação de lesões no espaço medular.

SE/FSE T2 coronal/oblíqua + supressão de tecido bilateral ou coronal STIR bilateral

Prescrição de corte como para SE/FSE T1 coronal.

SE/FSE T1 axial

Os cortes/espaçamentos médios são prescritos para extensão desde bem abaixo até bem acima das lesões observadas nas imagens coronais ou sagitais. As imagens axiais são úteis para localizar lesões nos compartimentos anatômicos importantes. Ruptura do espaço medular, extensão nos compartimentos musculares ou através deles e associação com o feixe neurovascular são características importantes.

SE/FSE T2 axial +/– supressão de tecido

Prescrição de corte como para T1 axial.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O contraste intrínseco é relativamente bom nesta área devido à superposição de músculo e gordura. O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens ponderadas em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

O uso de bobinas sensíveis e imagens de resolução média permite um exame relativamente rápido nos planos sagital e coronal. Consequentemente, mais tempo pode ser gasto na aquisição de imagens axiais de resolução mais alta, quando necessário. Lesões próximas ao feixe neurovascular ou rupturas sutis no osso cortical são exemplos de quando esta estratégia poderia ser utilizada. Uma bobina de superfície aumenta substancialmente o sinal em comparação à bobina corporal, mas a perda de sinal na parte anterior da coxa frequentemente impede seu uso. A bobina em arranjo corporal precisa ser posicionada para abranger toda a coxa. A cobertura total dos dois fêmures é necessária na avaliação dos tumores ósseos para garantir a detecção de outras lesões cutâneas. Boa resolução espacial é, em geral, obtida, sobretudo se for utilizado FOV, porque podem ser escolhidas matrizes finas sem aumentar desnecessariamente o tempo de varredura.

Um FOV retangular/assimétrico pode ser implementado nos planos sagital e axial com o eixo longo do retângulo da D para a E ou de S para I, respectivamente. As técnicas de supressão de tecido são comumente utilizadas, especialmente nas imagens FSE com ponderação em T2, nas quais o sinal proveniente da gordura permanece brilhante e pode retornar um sinal semelhante ao de áreas com patologia. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido. Na T2 FSE o sinal que retorna do músculo é, em geral, menor que nas sequências SE, aumentando, portanto, a visibilidade de algumas lesões. Para a caracterização acurada de uma nova lesão, a RM precisa ser realizada antes da biopsia tecidual ou da excisão parcial.

Problemas com artefatos

O artefato de desvio químico precisa ser limitado a um *pixel*, particularmente nas imagens axiais, para delinear nitidamente a interface entre o osso medular e cortical e as margens dos compartimentos musculares. O artefato de fluxo proveniente dos vasos femorais é a principal fonte de fantasma de fase nesta área. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial S e I em relação ao FOV reduz significativamente esse fenômeno. A GMN diminui o artefato, mas, como aumenta o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1.

Considerações do paciente

Os pacientes com próteses de quadril podem sentir calor durante o exame do fêmur, sobretudo se houver um componente femoral longo. Avise-os de que isto pode ocorrer e forneça uma campainha de emergência para ser utilizada, caso sintam algum desconforto. Devido ao ruído excessivamente alto do gradiente associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre precisam ser utilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste não é utilizado rotineiramente no fêmur. Entretanto, pode ser útil na caracterização tecidual de determinados tumores.

Joelho

Anatomia básica (Figura 14.8)

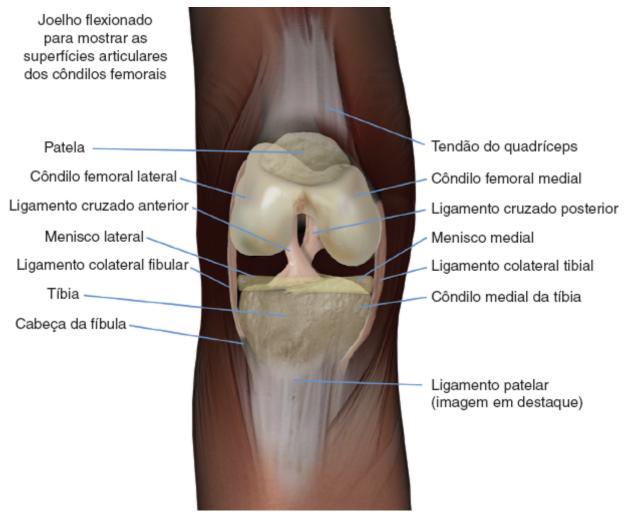



Figura 14.8 Vista anterior do joelho direito mostrando as estruturas articulares e os ligamentos.

Indicações comuns

- Alterações internas na estrutura articular (lacerações no menisco, lacerações no ligamento cruzado, lacerações no ligamento cruzado após reparo, bursas)
- Condromalacia da patela e *tracking* de patela
- Tumores ósseos e lesão óssea na articulação do joelho
- Quase todos os outros distúrbios no joelho também podem ser visualizados.

Equipamento

- Bobina de arranjo de fase para joelho/bobina de extremidade para joelho/par de bobinas pequenas circulares combinadas como arranjo de fase/em arranjos múltiplos/bobina grande flexível
- Coxim para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com os joelhos relaxados e discretamente flexionados, dentro da bobina. O joelho é bem imobilizado com os coxins. A bobina pode ser descentralizada de modo que a outra perna fique confortavelmente ao lado. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique ao longo da linha média da perna que está sendo examinada ou deslocada em relação a esta se o joelho estiver descentralizado. A luz de

alinhamento horizontal passa através do centro da bobina. O joelho é colocado na bobina, de modo que o centro da bobina corresponda à margem inferior da patela.

A visualização nítida do ligamento cruzado anterior é fundamental nos exames de joelho para pesquisa de dor, traumatismo ou suspeita de lesão articular. O ligamento é mais bem visualizado nas imagens sagitais oblíquas orientadas para o plano anatômico adequado. Se o seu equipamento não fornecer imagens oblíquas, ou se a prescrição de incidências oblíquas comprometer outras escolhas técnicas importantes, o joelho do paciente deve ser posicionado em discreta rotação externa (5 a 10°) (a rotação menor é melhor do que a rotação excessiva). Se o aparelho só dispuser da opção de exames oblíquos em um único plano, o plano de exame sagital pode ser prescrito ao longo da margem interna do côndilo lateral do fêmur, a partir de um localizador axial. Uma abordagem mais precisa é descrita na seção *Protocolo sugerido*, adiante.

Protocolo sugerido

Gradiente eco T2* coerente axial/multiplanar (Figura 14.9) ou DP axial com supressão de tecido

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. Se o joelho não estiver no isocentro, o FOV é descentralizado de modo que o joelho fique no meio da imagem. Cortes/espaçamentos médios são prescritos de cada lado da luz de alinhamento horizontal para localizar o joelho e garantir o posicionamento correto.

Localizador axial: I 10 mm a S 10 mm

Com um localizador axial é escolhido um corte no qual a patela seja claramente mostrada para prescrever as sequências seguintes, porque isto garante que a articulação do joelho esteja centralizada no FOV. Se forem utilizados localizadores coronais ou sagitais, a articulação do joelho deve estar no meio da imagem.

GRE T2* coerente sagital (Figura 14.10) ou DP sagital/oblíqua +/– supressão de tecido

Cortes/espaçamentos finos são prescritos desde o ligamento colateral lateral até o ligamento colateral medial e alinhados paralelamente com o ligamento cruzado anterior em trajetória angulada (5 a 10°). A margem superior da patela até abaixo da tuberosidade tibial é incluída na imagem (Figura 14.11). O plano sagital é usado para detectar lesões dos ligamentos cruzados e dos meniscos, cistos poplíteos e lesões do tendão patelar, e requer uma imagem de alta resolução (*pixel* < 0,45 mm). Nas imagens dos ligamentos, as aquisições sagitais com ponderação em DP são executadas sem supressão de gordura, e os ligamentos são cinza-escuros, enquanto a gordura é brilhante. Na detecção de lesão do ligamento, TEs entre 45 e 65 ms são recomendados para aumentar a RCR.

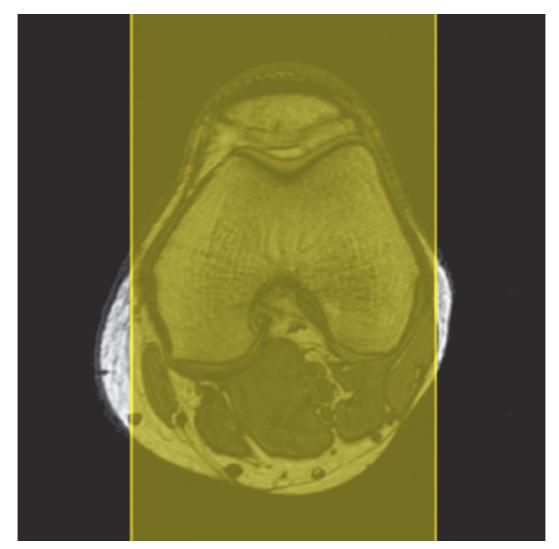



Figura 14.9 Localizador axial com ponderação em T1 do joelho mostrando limites de prescrição e orientação do corte nas imagens sagitais.

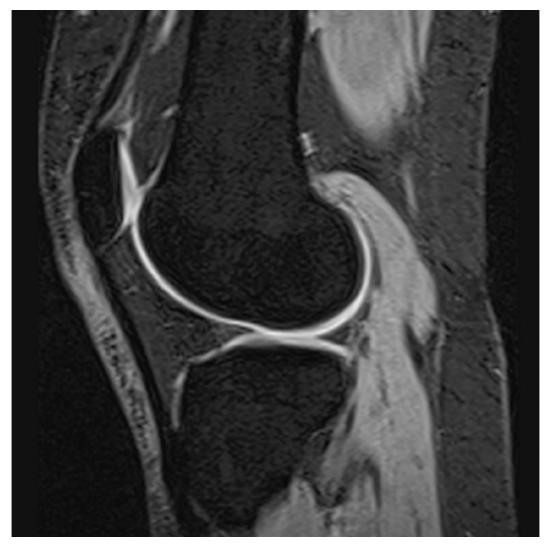



Figura 14.10 Imagem GRE coerente sagital com ponderação em T2* do joelho com supressão de tecido.

FSE DP/T2 coronal +/– supressão de tecido (Figuras 14.12 e 14.13)

Cortes/espaçamentos médios são prescritos desde os côndilos femorais posteriormente até a porção anterior da patela e orientados paralelamente às superfícies posteriores dos côndilos femorais (Figura 14.14). A margem superior da patela até a margem inferior da tuberosidade tibial está incluída nessa imagem. O plano coronal é usado para detectar lesões do menisco, usando imagens de alta resolução espacial (pixel < 0,45 mm) e alta sensibilidade ao fluido.

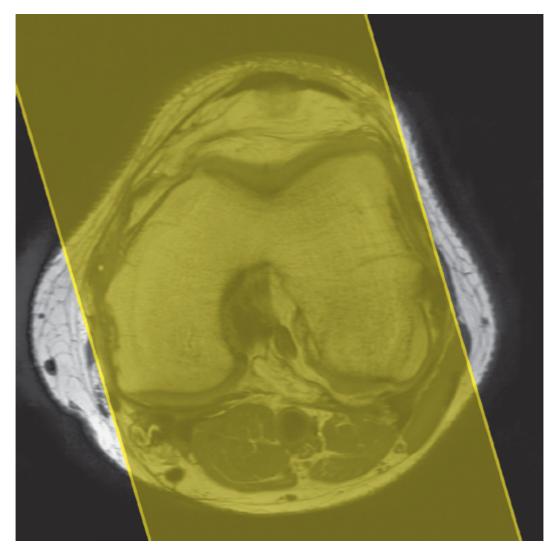



Figura 14.11 Localizador axial com ponderação em T1 do joelho mostrando limites de prescrição e orientação do corte em ângulo para imagem sagital do ligamento cruzado anterior.

Figura 14.12 Imagem FSE coronal com ponderação em DP do joelho.

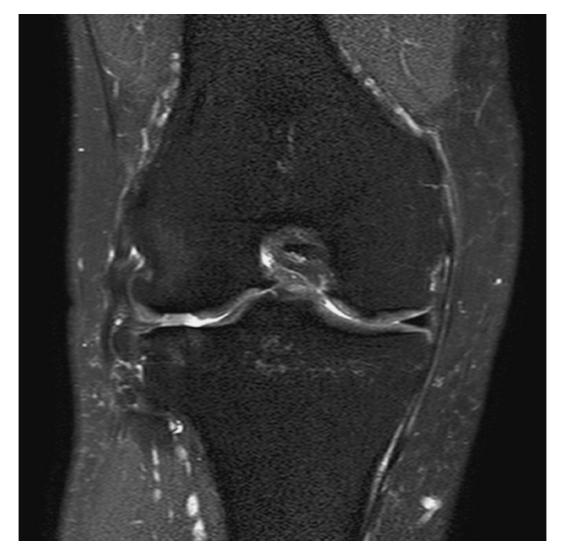



Figura 14.13 Imagem STIR coronal do joelho.

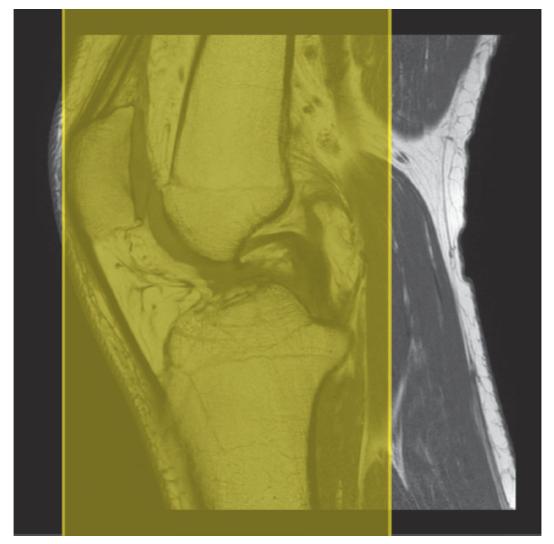



Figura 14.14 Imagem GRE coerente sagital mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem coronal do joelho.

SE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) coronal (Figura 14.15)

A prescrição de corte é semelhante à de T2 coronal.

Esta sequência é útil para mostrar anatomia articular, lacerações do menisco, musculatura e complexos do ligamento colateral. Em virtude das grandes diferenças no equipamento e nas sequências realizadas, a FSE não deve ser utilizada nesta aplicação, a menos que ETL seja muito curto e a precisão de suas sequências na identificação de lacerações do menisco, em comparação a SE ou GRE incoerente (*spoiled*), tenha sido avaliada. A largura da banda de recepção deve ser escolhida para reduzir o desvio químico para menos de dois *pixels*, caso contrário, a cartilagem femoral ou tibial pode ser obscurecida.

FSE DP/T2 axial +/– supressão de tecido (Figura 14.16)

Cortes/espaçamentos finos são prescritos desde a superfície superior da patela até a tuberosidade tibial. Os cortes axiais finos são fundamentais para problemas de *tracking* (deslocamento) patelar e para identificar lesão condral da patela e dos côndilos femorais anteriores. As imagens podem ser repetidas com o joelho em vários graus de flexão para rastrear o trajeto de deslocamento da patela (ver tópico *Imagem dinâmica* no Capítulo 3, *Sequências de Pulso*).

Figura 14.15 Imagem FSE coronal com ponderação em T1 do joelho.

Figura 14.16 Imagem FSE axial com ponderação em DP do joelho.

Sequências adicionais

SE/FSE T1 axial/sagital +/– supressão de tecido

Se houver suspeita de tendinite, é necessário obter imagens de alta resolução com cortes finos. Para detecção de tumor, a supressão de gordura é obrigatória.

FSE 3D com ângulo de inclinação variável T2 ou DP + supressão de tecido

Essas técnicas permitem imagem de alta resolução e alta sensibilidade, que pode ser reformatada em qualquer plano. Como usam ângulo de inclinação variável, beneficiam-se de RSR e RCR mais altas e tempo de aquisição menor se comparadas à FSE 3D convencional. Para ponderação em DP com supressão de tecido, um TE maior do que 35 ms diminui o sinal proveniente da cartilagem normal da patela, melhorando, assim, a detecção de lesões.

GRE coerente DP/T2* 3D +/– supressão de tecido (Figura 14.17)

A visualização da anatomia em qualquer plano exige o uso de cortes finos com número médio a grande de localizações de corte e dados de base isotrópicos. Esse procedimento é especialmente útil se houver dificuldade em avaliar a anatomia e a patologia. São necessárias aquisições sagitais grandes o suficiente para incluir o joelho todo, desde acima da patela até abaixo da tuberosidade tibial.

Uma alternativa é usar o BGRE. Essa sequência permite a imagem em alta resolução da cartilagem patelar. Além disso, FSE com técnicas baseadas em TE múltiplo também podem ser usadas para caracterizar melhor a lesão da cartilagem patelar, usando mapeamento em T2 (T2 *maps*).

Imagem dinâmica (Figura 14.18)

Alguns sistemas abertos, incluindo magnetos pequenos planejados para imagens ortopédicas, permitem o imageamento dinâmico das articulações. No joelho isto é particularmente útil para a visualização de deslocamento patelar, mas também

pode ser utilizado para obter imagens de outras estruturas durante movimento.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

Figura 14.17 Corte axial de uma aquisição tridimensional utilizando supressão de tecido.

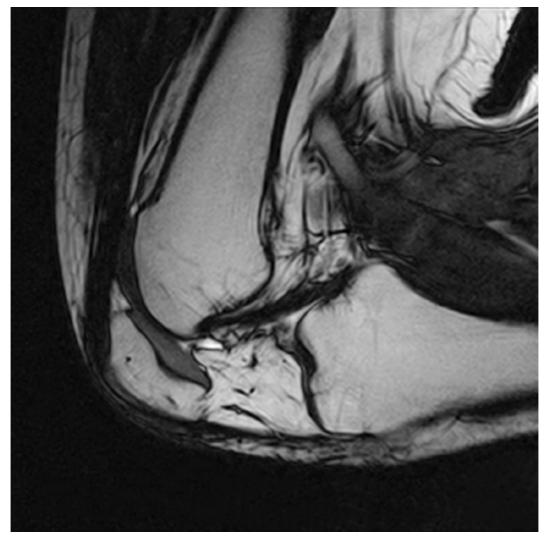



Figura 14.18 Imagem com ponderação em T1, corte sagital, do joelho flexionado durante estudo dinâmico.

Levando-se em consideração o desenho da maioria das bobinas, a RSR no joelho é, em geral, boa. Essas bobinas são, com frequência, de transmissão e de recepção e garantem cobertura ideal e uniforme do sinal. Além disso, os músculos e os componentes líquidos e gordurosos do joelho fornecem um bom contraste intrínseco. Em geral, é necessária uma excelente resolução espacial, sobretudo quando existe suspeita de lesão no menisco, portanto são necessários cortes/espaçamentos finos. Na avaliação da região retropatelar, uma bobina de superfície colocada diretamente na patela fornece boa RSR e permite imagens de alta resolução. As técnicas de supressão de tecido utilizando largura de banda reduzida aumentam consideravelmente a RSR e devem ser utilizadas sempre que possível. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Imagens com supressão de gordura de alta resolução com ponderação leve a forte em T2 são fundamentais para mostrar fraturas trabeculares ocultas, derrames articulares laterais e mediais e formação de *pannus*. As imagens DP com supressão de gordura fornecem boa demonstração da cartilagem articular e dos ligamentos colaterais e podem visualizar adequadamente lesões no menisco (dependendo da capacidade do sistema de gradiente para administrar espaçamentos com ecos curtos). Entretanto, sequências GRE coerentes em T2* são, em geral, necessárias para revelar patologia no menisco.

A aquisição 3D com dados de base isotrópicos é útil para visualização de alta resolução da anatomia em qualquer plano. Em geral, utiliza-se uma sequência GRE coerente com ponderação em DP para mostrar a anatomia e as lesões no menisco. Sequências GRE duais fornecem a mesma ponderação, com sinal alto adicional no líquido, que revela derrames articulares e fornece bom contraste com a cartilagem articular. Essas sequências são, portanto, preferidas para o exame de lesões articulares, apesar da redução significativa na visibilidade da lesão no menisco. Um eixo de codificação de fase AP permite o uso de FOV retangular/assimétrico para reduzir o tempo de varredura.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato é proveniente da pulsação dos vasos poplíteos e dos movimentos realizados pelo paciente. Na maioria dos casos a introdução de pulsos de pré-saturação em S e I em relação ao FOV compensa adequadamente, entretanto, às vezes o fantasma de fase pode mascarar a articulação, sobretudo nas imagens sagitais. Mude o eixo de fase de

modo que este fique em S para I, removendo o artefato da articulação. Contudo, nesses casos é necessário superposição para eliminar o *aliasing* da coxa e da porção inferior da perna.

A GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, em geral não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, a GMN aumenta efetivamente o contraste do líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. As aquisições volumétricas frequentemente resultam em tempos de varredura longos e é muito comum os pacientes se mexerem durante este período. É muito importante que o paciente seja imobilizado com coxins e informado sobre a necessidade de ficar quieto.

As técnicas de supressão química não podem ser usadas se houver implantes metálicos. Uma sequência STIR é recomendada. Recentemente, foram desenvolvidas novas sequências para a imagem de tecido mole no entorno de próteses metálicas. Com isso, artefatos de suscetibilidade magnética foram reduzidos consideravelmente, e a detecção de inflamação próxima à prótese tornou-se possível.

Considerações do paciente

Os pacientes com parafusos ou próteses metálicas podem sentir algum desconforto. O paciente deve ser alertado a informar ao operador caso isto ocorra. Alguns pacientes podem não ser capazes de esticar o joelho e colocá-lo na bobina de extremidade. Nesses casos, muitas vezes basta utilizar uma bobina flexível envolvendo o joelho ou um par de bobinas colocadas lateral e medialmente ao joelho, ligadas entre si ou como um arranjo de fase. Talas e órteses devem ser removidas antes do exame.

Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, são necessários tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste intravenoso praticamente nunca é indicado para imagens da articulação do joelho, embora possa ajudar na classificação de algumas patologias (oncologia). A artrografia associada à RM é utilizada para estabelecer o diagnóstico de lesões no menisco e defeitos condrais e para identificar lacerações residuais ou recorrentes no joelho após meniscectomia. O contraste também participa na identificação de corpos frouxos na articulação. Uma solução muito diluída de gadolínio em solução salina (1:100) é introduzida na cápsula articular e uma única articulação é examinada com alta resolução e imagens com ponderação em T1 com supressão de gordura, em três planos alinhados em relação à articulação, conforme descrito.

Tíbia e fíbula

Anatomia básica (Figura 14.19)

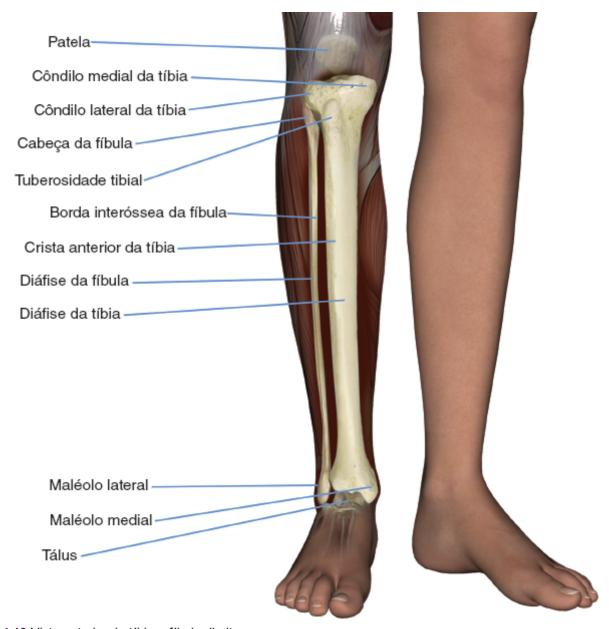



Figura 14.19 Vista anterior da tíbia e fíbula direitas.

Indicação comum

- Avaliação de patologia, suspeita ou conhecida, dos tecidos moles e dos ossos (tumores, infecção, lesões musculares). O exame bilateral é recomendado para todos os casos novos, mas o imageamento unilateral pode ser utilizado nos exames de acompanhamento, particularmente se não houver uma bobina em arranjo disponível.

Equipamento

- Bobina em arranjo corporal para exame de uma ou das duas pernas/bobina corporal (*body coil*) para as duas pernas/bobina de superfície longa colocada sob a perna (se apenas uma perna estiver sendo examinada e a região de interesse estiver localizada posteriormente na panturrilha)
- Coxins e faixas para imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com as pernas esticadas e os pés em uma posição confortável. Os pés são imobilizados nesta posição com coxins e faixas. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através de um ponto médio entre o joelho e o tornozelo (ou sobre a ROI, se esta for conhecida). Se for utilizado FOV retangular/assimétrico na imagem subsequente, a luz de alinhamento vertical fica situada a meio caminho entre as superfícies posterior e anterior da porção inferior da perna. Se apenas um lado estiver sendo examinado, o paciente deve se mover até que a perna esteja o mais próximo possível da linha média do magneto. Utilize uma régua de plástico para medir desde a marca de alinhamento transverso até as articulações para garantir que toda a extensão da perna esteja no eixo longo do FOV. Se não, inclua o joelho ou o tornozelo, dependendo da localização da(s) lesão(ões). Quando uma lesão for palpável, coloque o marcador de água ou de óleo sobre a mesma. Nas lesões ou cicatrizes grandes, coloque um marcador em cada extremidade.

Protocolo sugerido

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) axial/multiplanar ou SS-FSE T2 axial

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou como sequência diagnóstica. O plano axial localiza a tíbia e a fíbula na direção AP, mas não indica se toda a extensão da tíbia será incluída nas próximas séries. As imagens coronais são necessárias para este fim e podem substituir as imagens axiais (ver adiante). São prescritos cortes/espaçamentos médios de cada lado da luz de alinhamento horizontal.

Localizador axial: I 50 mm a S 50 mm

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) coronal

Localiza lesões no eixo DE e pode ser utilizada como localizador ou como sequência diagnóstica. São prescritos cortes/espaçamentos médios em relação à luz de alinhamento vertical do aspecto posterior para o anterior da região inferior da perna ou tíbia e fíbula. Esta imagem inclui toda a tíbia e a fíbula, desde o tornozelo até o joelho.

Localizador coronal: P 50 mm a A 20 mm

STIR coronal/sagital ou SE/FSE coronal + supressão de tecido (Figura 14.20)

Os cortes/espaçamentos médios são posicionados e orientados ao longo da linha da perna, de modo que toda a tíbia e a fíbula, desde o tornozelo até o joelho, sejam incluídas na imagem. Obter imagens das duas pernas se houver suspeita de lesões bilaterais.

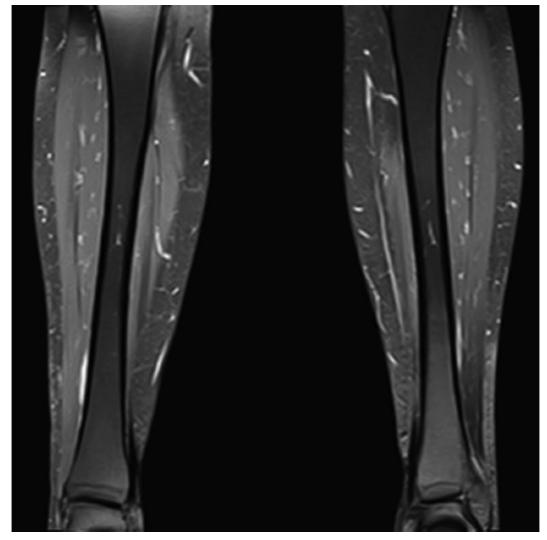



Figura 14.20 Imagem FSE coronal com ponderação em T2 das duas tíbias com supressão de tecido.

SE/FSE T1 coronal

São prescritos cortes/espaçamentos médios orientados ao longo da linha da perna, desde a parte posterior até a parte anterior da panturrilha. Esta imagem deve incluir toda a tíbia, desde o joelho até o tornozelo. As duas pernas devem ser examinadas para permitir comparação e identificação de lesões no espaço medular.

SE/FSE T1 axial

São prescritos cortes/espaçamentos médios que se estendam bem acima e abaixo das lesões observadas nos planos sagital e coronal. As imagens axiais são úteis para localizar lesões nos compartimentos anatômicos importantes. Ruptura do espaço medular, extensão para o interior ou através dos compartimentos musculares e associação com feixes neurovasculares são características importantes.

FSE T2 axial +/– supressão de tecido

Prescrição de corte como para T1 axial.

SE/FSE T2 sagital + supressão de tecido ou STIR unilateral

Imagens sagitais são úteis para localizar lesões em regiões anatômicas significativas (visualização de lesões em três planos).

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O contraste intrínseco é relativamente bom nesta área devido à superposição de músculo e gordura. O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser

necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

Cortes médios e resolução mediana, combinados a bobinas sensíveis, permitem o rápido exame com potencial para imagens de resolução mais alta, se necessário. O uso de bobina superficial aumenta substancialmente o sinal em comparação à bobina corporal (*body coil*), mas a perda de sinal na parte anterior da perna, às vezes, proíbe seu uso. Toda a perna precisa ser examinada sempre que houver suspeita de tumor para garantir a detecção de lesões afastadas. Isto pode ser realizado com uma bobina corporal (*body coil*) ou com a descentralização das partes superior e inferior da bobina em arranjo corporal. A resolução espacial é boa, sobretudo se for utilizado FSE, porque podem ser escolhidas matrizes finas sem aumentar desnecessariamente o tempo de varredura.

Quando se examina apenas uma perna, FOV retangular/assimétrico é efetivo nos planos coronal e sagital com o eixo longo do retângulo paralelo ao eixo longo da tíbia e da fíbula. Na imagem axial das duas pernas pode ser utilizado FOV retangular/assimétrico com o eixo longo do retângulo da D para a E. Assegure-se de que as pernas sejam elevadas, de modo que a luz de alinhamento vertical passe através do meio da porção inferior da perna no eixo vertical. Desta forma, a imagem incluirá as tíbias e as fíbulas. Esta estratégia não é essencial se o FOV retangular/assimétrico puder ser descentralizado ou se houver FOV variável disponível, porque com essas opções o tamanho do FOV ao longo do eixo de fase mais curto pode ser estendido para incluir toda a anatomia. Nas imagens FSE com ponderação em T2 o sinal proveniente da gordura permanece brilhante, de modo que as técnicas para supressão de gordura frequentemente são úteis para diferenciar entre gordura e patologia. Quando se utilizam técnicas de supressão de tecido, a largura da banda reduzida aumenta consideravelmente a RSR, portanto deve ser utilizada quando possível. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Problemas com artefatos

Os artefatos de fase são causados pelo movimento do fluxo nas artérias poplítea e tibial posterior e nas veias safenas. A introdução de pulsos de pré-saturação espacial em S e em I em relação ao volume examinado reduz efetivamente este problema. Entretanto, na imagem FSE axial e na imagem sagital o artefato de fluxo frequentemente é um problema. A GMN diminui o problema, mas aumenta o sinal proveniente dos vasos e o TE mínimo, e, em geral, não é benéfica nas sequências com ponderação em T1.

O artefato de desvio químico precisa ser mantido no limite de um *pixel*, sobretudo nas imagens axiais, para delinear nitidamente a interface entre o osso medular e cortical e as margens dos compartimentos musculares. As técnicas para supressão de gordura são comumente utilizadas, especialmente nas imagens FSE com ponderação em T2, nas quais o sinal proveniente da gordura permanece brilhante e pode retornar um sinal semelhante ao da patologia. Em FSE T2, o sinal que retorna do músculo é, em geral, menor em FSE do que em SE, portanto, aumentando a visibilidade de algumas lesões. A RM precisa ser realizada antes da biopsia tecidual ou da excisão parcial para permitir a classificação exata de uma nova lesão.

Considerações do paciente

Os pacientes devem ser imobilizados de forma adequada para evitar artefatos de movimento. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, tampões ou fones de ouvido sempre devem ser utilizados para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste não é utilizado rotineiramente na tíbia e na fíbula. Entretanto, pode ser útil para a caracterização tecidual de determinados tumores.

Tornozelo

Anatomia básica (Figura 14.21)

Figura 14.21 Vista sagital do pé e do tornozelo mostrando os ligamentos no aspecto lateral.

Indicações comuns

- Avaliação de dor no tornozelo de etiologia desconhecida
- Tendinite (especialmente tibial posterior)
- Exclusão de osteocondrite dissecante
- Ruptura ou laceração do tendão de Aquiles
- Necrose avascular do tálus
- Avaliação da articulação do tornozelo após traumatismo
- Anormalidades do tecido mole
- Provavelmente útil na avaliação do complexo do ligamento lateral.

Equipamento

- Bobina de arranjo de fase de joelho/bobina de extremidade/par de bobinas circulares pequenas combinadas como bobina flexível/em múltiplos arranjos
- Coxins e faixas para imobilização

- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame com o pé e o tornozelo na bobina. O pé fica em dorsiflexão, de modo que a face dorsal fique perpendicular à mesa de exame, sendo imobilizado nesta posição com coxim. O pé e o tornozelo também podem ser elevados, de modo que a luz de alinhamento vertical fique no nível do maléolo. Isto garante que o tornozelo fique no isocentro ao longo do eixo vertical. O paciente é posicionado de modo que a luz de alinhamento longitudinal fique na linha média e a luz de alinhamento horizontal passe através do nível dos maléolos que correspondem ao centro da bobina. O outro pé é colocado, em geral, próximo à bobina e imobilizado com coxins e faixas.

Protocolo sugerido

SE/FSE/GRE T1 incoerente (*spoiled*) sagital/multiplanar

Atua como localizador, se a localização triplanar não estiver disponível, ou, se o tornozelo estiver corretamente centralizado, como uma sequência diagnóstica. Cortes/espaçamentos médios (cortes finos necessários para o tendão de Aquiles) são prescritos dos dois lados da luz de alinhamento longitudinal, da face lateral para a medial do tornozelo. A área desde a margem inferior do calcâneo até a porção distal da tíbia é incluída na imagem. O plano sagital permite o posicionamento correto das descentralizações AP e SI.

Localizador sagital: E 25 mm a D 25 mm

SE/FSE T1 axial

Cortes/espaçamentos finos são prescritos para incluir desde a origem do tendão de Aquiles até a parte inferior do calcâneo, e podem ser necessárias duas sequências para cobertura adequada (Figura 14.22). Esta sequência mostra claramente a anatomia dos tendões do tornozelo, bem como a vasculatura, os nervos e a musculatura. As sequências SE são preferidas para a avaliação de lesão no tendão porque as sequências FSE misturam ecos precoces e tardios, dificultando a diferenciação entre tendinite a lacerações parciais.

FSE DP/T2 axial +/– supressão de tecido

Prescrição de corte como para T1 axial.

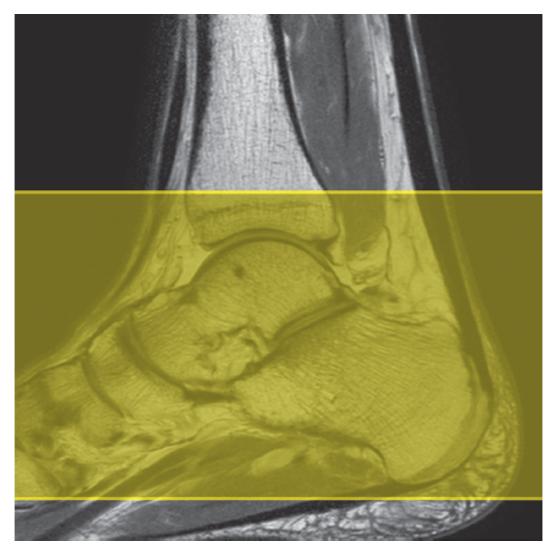



Figura 14.22 Imagem com ponderação em DP, corte sagital, mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem axial do tornozelo.

Esta sequência é útil para classificar a lesão tendinosa e para identificar derrames articulares. As técnicas de supressão de tecido frequentemente mostram lesão trabecular sutil e cartilagem.

SE/FSE T1/DP sagital (Figura 14.23)

Cortes/espaçamentos finos são prescritos da face lateral para a medial do tornozelo. Nesta imagem está incluído todo o pé e o tornozelo, desde a planta do pé até a porção distal da tíbia. Esta sequência é necessária para visualizar os tendões e permitir a avaliação dos componentes ósseos do tornozelo.

FSE/GRE coerente T2/T2* sagital +/– supressão de tecido ou STIR (Figura 14.24)

Prescrição de corte como para T1 sagital.

Revela derrame articular na tendinopatia e fraturas no calcâneo ou no tarso.

SE T1 coronal ou FSE DP/T2 +/– supressão de tecido (Figura 14.25)

São prescritos cortes/espaçamentos finos, desde o tendão de Aquiles até a base da porção proximal dos metatarsos (Figura 14.26). Esta sequência mostra os ligamentos colaterais e pode ser estendida para o pé para visualizar as porções distais da parte posterior do tendão tibial. A imagem com ponderação em T1 é preferida para as lesões nos tendões ou para dor crônica. A sequência duplo eco é útil para lesões agudas e para suspeita de defeitos osteocondrais.

Figura 14.23 Imagem com ponderação em DP, corte sagital.

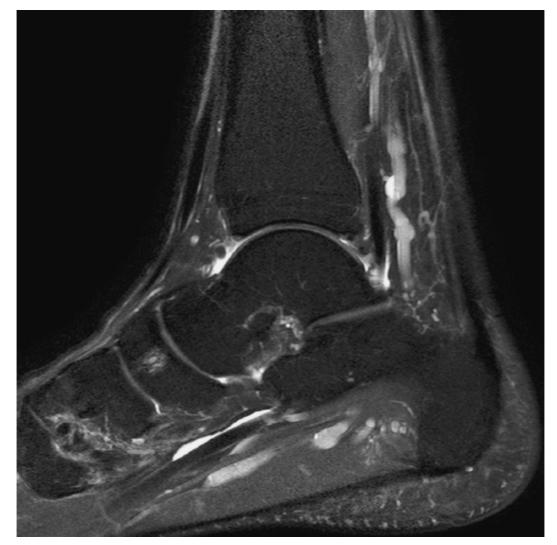



Figura 14.24 Imagem FSE sagital com ponderação em T2 do tornozelo com supressão de tecido.

Figura 14.25 Imagem FSE coronal com ponderação em DP do tornozelo.

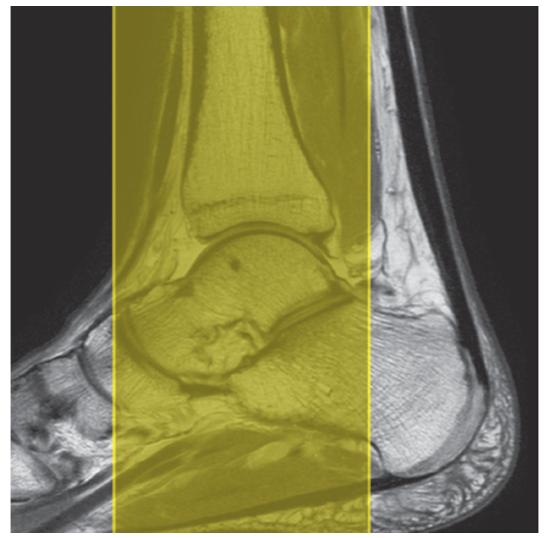



Figura 14.26 Imagem sagital com ponderação em DP mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem coronal do tornozelo.

Sequências adicionais

GRE 3D T1/DP/T2* coerente/incoerente (*spoiled*) (Figura 14.27)

Cortes finos e um número médio de localizações de corte são prescritos através da articulação, desde acima da porção distal da tíbia até abaixo da planta do pé.

Fast GRE incoerente/coerente/SS-FSE/GRE-EPI/SE-EPI

Para imagens dinâmicas do tornozelo na avaliação de subluxação e de outras lesões.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O TE influencia o sinal do músculo na imagem musculoesquelética. Um TE muito longo produz imagens com ponderação em T2, nas quais o músculo é hipointenso. A RSR é, portanto, reduzida, mas a detecção de fluido é aprimorada. Técnicas de supressão de tecido também podem ser usadas para realçar ainda mais o sinal proveniente de fluido; todavia, *voxels* maiores podem ser necessários para compensar a redução intrínseca na RSR. Quando se escolhe um TE moderado, o músculo ainda retém sinal (uma intensidade em nível de cinza), e as imagens são ponderadas em DP. No entanto, a RSR é maior, e a resolução espacial pode ser melhor do que uma imagem com ponderação em T2. Esse tipo de contraste é usado para detectar fluido e reter uma imagem anatômica. As técnicas de supressão de tecido são recomendadas para esse tipo de ponderação, porque o sinal proveniente de fluido é reduzido. Lesões da cartilagem podem ser mais bem detectadas quando o TE é alto (pelo menos 30 a 40 ms), porque o sinal proveniente de cartilagem normal diminui.

Figura 14.27 Imagem com ponderação em T1 incoerente (*spoiled*) sagital de alta resolução do tornozelo.

A RSR no tornozelo é comumente alta, principalmente devido ao desenho da maioria das bobinas. Em geral, são utilizadas bobinas de transmissão e de recepção, garantindo a cobertura ideal e uniforme do sinal. Além disso, a musculatura e os componentes líquidos e gordurosos do tornozelo fornecem bom contraste intrínseco. Geralmente é necessária excelente resolução espacial, sobretudo no exame de estruturas pequenas, como o tendão de Aquiles, consequentemente, são necessários cortes/espaçamentos finos/médios e matrizes finas.

A aquisição em 3D com dados de base isotrópicos é útil para a visualização de alta resolução da anatomia em qualquer plano. Sequências GRE coerentes com ponderação em DP são as mais utilizadas. Sequências GRE duais fornecem a mesma ponderação, mas com sinal alto adicional oriundo do líquido que mostra derrames articulares e faz bom contraste com a cartilagem articular, portanto são preferidas para as articulações comprometidas. Um eixo de codificação de fase em AP permite o uso de FOV retangular/assimétrico para reduzir o tempo de varredura.

Problemas com artefatos

A principal fonte de artefato são os vasos tibiais posteriores. Pulsos de pré-saturação espacial introduzidos em S e em I em relação ao FOV são eficientes para sua redução. A mudança das direções de frequência/fase resulta em artefato de fluxo ao longo das artérias, e não da articulação. (*Nota:* é necessário *phase oversampling* [sobreamostragem de fase]) A GMN diminui ainda mais o artefato de fluxo, mas como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, aumenta efetivamente o contraste do líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*.

Se a direção de fase for AP, o *aliasing* dos dedos situados dentro da bobina mas fora do FOV pode obscurecer a anatomia relevante na imagem sagital. Pulsos de pré-saturação espacial introduzidos em A em relação ao FOV ou superposição de amostras reduzem esse problema. Pode ser necessário *shimming* (homogeneização de campo) adicional antes das sequências de supressão de tecido, especialmente se a supressão de gordura não for ideal, Caso contrário, STIR é mais conveniente. Técnicas como a dos 3 pontos de Dixon alcançam uma separação uniforme entre água e gordura.

Um fenômeno conhecido como “ângulo mágico” provoca aumento da intensidade de sinal nos tendões em sequências de TE curto quando os tendões estão orientados em um ângulo de 55° em relação ao campo principal. Normalmente, os

tendões produzem pouco ou nenhum sinal em sequências de RM convencionais porque os tendões consistem em feixes ordenados e paralelos de fibras colágenas. Essa anisotropia estrutural provoca um campo magnético estático local, que, quando sobreposto ao campo estático, aumenta as interações spin-spin e, consequentemente, reduz as taxas de relaxação em T2 de tal forma que o tendão tenha uma baixa intensidade de sinal. No entanto, a taxa na qual o defasamento do spin aumenta é proporcional ao ângulo entre o campo principal e o eixo longo do tendão. Por causa dessa relação, o defasamento de spin adicional causado pela anisotropia estrutural dos tendões se reduz a zero quando esse ângulo é 55°. Portanto, nesse ângulo, o tempo de relaxação em T2 aumenta, provocando alta intensidade de sinal quando se usam TEs curtos. O sinal aumentado pode mimetizar patologia, como tendinite, em tendões normais. Isso ocorre em muitos tendões, principalmente no supraespinal e no tendão de Aquiles, assim como no punho. O efeito do ângulo mágico pode ser eliminado pelo reposicionamento do tendão (tornozelo a 90°) ou pelo aumento do TE (mas não muito, uma vez que o sinal proveniente do músculo diminui com um TE muito longo).

Considerações do paciente

Os pacientes com parafusos ou próteses de metal podem sentir algum desconforto. O paciente deve ser avisado para informar ao operador se isto ocorrer. Talas e órteses são removidas antes do exame. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser disponibilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste intravenoso não é utilizado na avaliação da doença articular, embora possa ser útil na classificação dos tumores. Artrografia direta associada à RM é às vezes utilizada no tornozelo para identificar lacerações de ligamento e para aumentar a sensibilidade para as síndromes de compressão do tornozelo. O contraste também participa na avaliação da estabilidade das lesões osteocondrais e na delineação dos corpos frouxos.

Pé

Indicações comuns

- Avaliação de anormalidades ósseas e nos tecidos moles (tumor, infecção)
- Diagnóstico de traumatismo ósseo não detectado na radiografia convencional
- Tumores ósseos
- Neuroma de Morton
- Coalizões tarsais
- Pé diabético.

Equipamento

- Bobina de extremidade/bobina de cabeça/bobinas de superfície flexíveis/bobina pequena configurada em arranjos múltiplos
- Coxim de espuma e faixas de imobilização
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

Devido ao eixo não ortogonal dos pés, pode ser difícil obter imagens coronais e sagitais verdadeiras sem prescrição de exames oblíquos. Com os pés em dorsiflexão é possível obter imagens sagitais verdadeiras, mas devido à curvatura dos ossos do tarso, às vezes a imagem coronal é difícil. Provavelmente, é aconselhável examinar o paciente como no exame do tornozelo, se os ossos do tarso estiverem na ROI, e reservar as técnicas de imagem específicas do pé para quando forem examinados os artelhos e os metatarsos. O paciente é, em geral, posicionado como nos exames do tornozelo na bobina de extremidade ou de cabeça. O uso dessas bobinas garante que os artelhos não ultrapassem a área da bobina anteriormente. Isto pode ocorrer se o paciente tiver pés grandes e, nessas circunstâncias, é necessário uma bobina de superfície para conseguir uma cobertura adequada. A porção anterior do pé pode ser examinada de forma eficaz e confortável com uma bobina de superfície flexível ou com duas bobinas em arranjo, com o paciente em decúbito ventral e com os pés em flexão plantar. A imobilização do pé e da bobina utilizando faixas e esponjas cruzadas é fundamental nos dois casos.

Se o paciente estiver em posição ventral, eleve o pé e a bobina de modo que o eixo longo do pé esteja no nível da luz de alinhamento horizontal. Se os pés estiverem plantados na bobina de superfície, eleve a bobina e o pé de modo que a luz de alinhamento vertical passe através do meio do pé no eixo vertical. Esta posição melhora o conforto do paciente e garante que cada parte do pé esteja no isocentro, o que simplifica a imagem subsequente e dispensa a necessidade de descentralização. O paciente fica o mais confortável possível e imobilizado com coxins e faixas, se necessário.

Protocolo sugerido

Alinhamento do plano do exame

Os protocolos se referem aos seguintes planos anatômicos. O plano axial é perpendicular ao eixo longo do pé, mostrando os metatarsos em corte transverso. O plano coronal é análogo à incidência em AP da radiografia simples, com os metatarsos adjacentes um ao outro.

Nota: Esses planos podem não coincidir com a terminologia utilizada em outros textos e, dependendo do posicionamento do paciente, podem não corresponder à marcação do plano ortogonal no seu aparelho.

SE/FSE GRE T1 incoerente (*spoiled*) axial

Atua como localizador se a localização triplanar não estiver disponível, de modo que a curvatura dos tarsos e dos metatarsos possa ser avaliada. Cortes/espaçamentos médios são prescritos de cada lado da luz de alinhamento horizontal.

I 20 mm a S 20 mm

SE/FSE T1 axial

São prescritos cortes/espaçamentos finos, incluindo desde a extremidade dos dedos até os ossos do tarso, com boa resolução para fornecer nítida imagem anatômica do pé (Figura 14.28). As sequências SE são preferidas para avaliação de lesão nos tendões, mas as sequências FSE ETL curtas podem ser utilizadas para obter maior resolução espacial em um tempo de varredura aceitável.

FSE DP/T2 axial +/– supressão de tecido

Prescrição do corte como para T1 axial.

Essas sequências mostram derrames articulares, lesões expansivas e coleções. A adição de supressão de gordura permite a visualização de lesão trabecular sutil nas fraturas de estresse dos ossos do metatarso.

Na imagem de tecido mole (neuroma de Morton), usam-se imagens com ponderação em T2 (TE > 65 ms).

SE/FSE T1/DP sagital (Figura 14.29)

São prescritos cortes/espaçamentos finos, da face lateral para a medial do pé, e devem incluir da planta do pé até a porção distal da tíbia (Figura 14.30).

FSE DP T2/STIR/GRE T2/T2* coerente sagital + supressão de tecido (Figura 14.31)

Prescrição do corte como para T1 sagital.

Para demonstração de coleções de líquido, infecção e fraturas do metatarso ou do tarso.

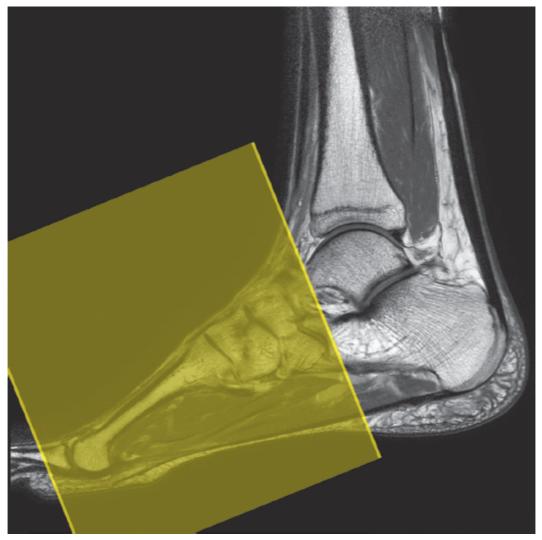



Figura 14.28 Imagem FSE sagital com ponderação em DP mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem axial do pé.

Figura 14.29 Imagem FSE sagital com ponderação em DP do pé.

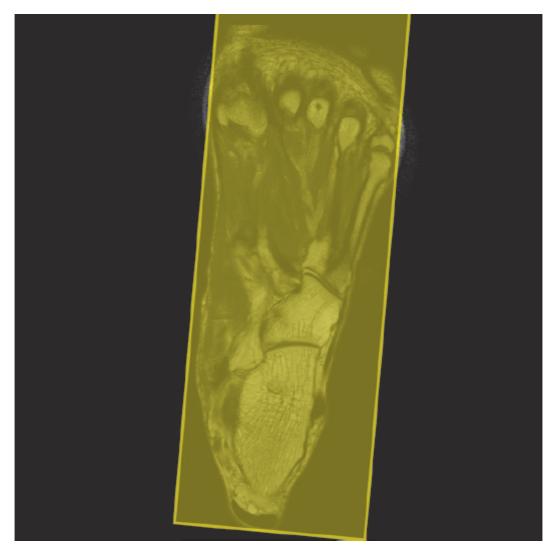



Figura 14.30 Localizador FSE coronal com ponderação em DP do pé mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem sagital do pé.

Figura 14.31 Imagem FSE sagital com ponderação em DP do pé com supressão de tecido.

Na imagem de tecido mole (neuroma de Morton), usam-se imagens com ponderação em T2 (TE > 65 ms).

Sequências adicionais

SE T1 coronal ou FSE DP/T2 + supressão de tecido

Este plano de imagem é preferido ao sagital, em que as imagens axiais mostram patologia importante estendendo-se entre os ossos do metatarso (Figura 14.32).

GRE DP/T2* coerente sagital 3D

Adquirida como um conjunto de dados isotrópicos, esta sequência pode ser útil para avaliar anatomia e patologia em qualquer plano. Os cortes sagitais devem incluir todo o pé, desde a planta até a porção distal da tíbia.

FSE 3D com ângulo de inclinação redirecionado variável

Fornece alta resolução e boa RSR em um tempo de aquisição mais curto do que na FSE 3D convencional.

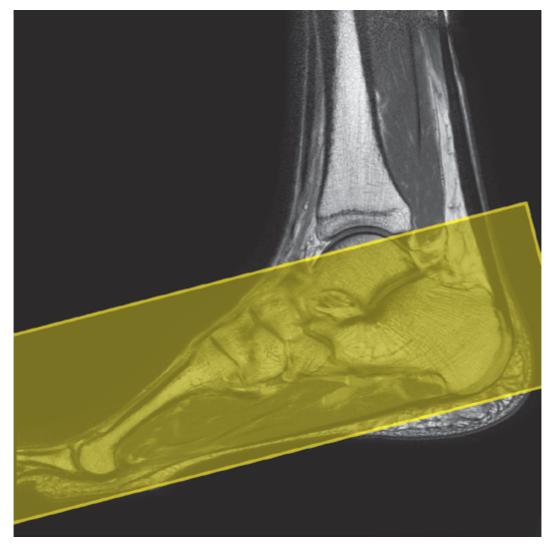



Figura 14.32 Imagem FSE sagital com ponderação em DP do pé mostrando limites de prescrição e orientação do corte para imagem coronal do pé.

Otimização da imagem

Considerações técnicas

Os exames do pé podem ser difíceis porque o pé é pequeno em comparação com as bobinas disponíveis, comprometendo a RSR e a resolução. O uso de bobinas flexíveis, de arranjos simples e de bobinas específicas compensa essas dificuldades. Múltiplos NEX/NSA frequentemente são requeridos para otimizar a RSR. É importante uma excelente resolução espacial, especialmente no exame de estruturas pequenas, como os metatarsos e as falanges. Portanto, são necessários cortes/espaçamentos finos e matrizes finas. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido.

Problemas com artefatos

Esta área apresenta pouco artefato de fluxo, mas é aconselhável introduzir pulsos de pré-saturação espacial S em relação ao FOV para reduzir qualquer fluxo originado nos vasos distais. A GMN diminui o artefato de fluxo, mas, como aumenta o sinal nos vasos e o TE mínimo, geralmente não é benéfica nas sequências com ponderação em T1. Entretanto, GMN pode aumentar efetivamente o contraste (dependendo da direção em que é aplicada) no líquido sinovial nas imagens com ponderação em T2 e em T2*. Em áreas pequenas, como os dedos, podem ocorrer artefatos de movimento, e técnicas FSE não sensíveis ao movimento e ao fluxo, como a PROPELLER, podem ser usadas. Graças à complexidade dessa anatomia, a supressão de gordura pode não ser uniforme. *Shimming* (homogeneização de campo) adicional pode ser necessário antes das sequências de supressão de tecido. Caso contrário, deve-se preferir STIR.

Considerações do paciente

Os pacientes são cuidadosamente imobilizados para diminuir os artefatos de movimento. A posição do pé é importante para as imagens subsequentes nos planos ortogonais e o uso de coxim e de fita adesiva para manter o pé na posição é

aconselhável. Devido ao ruído de gradiente excessivamente alto associado a algumas sequências, sempre devem ser utilizados tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

O contraste não é utilizado rotineiramente nas imagens do pé, mas é às vezes indicado em casos de pé diabético, neuroma de Morton e alguns tumores.

Imagens vasculares

Anatomia básica (Figuras 14.33 e 14.34)

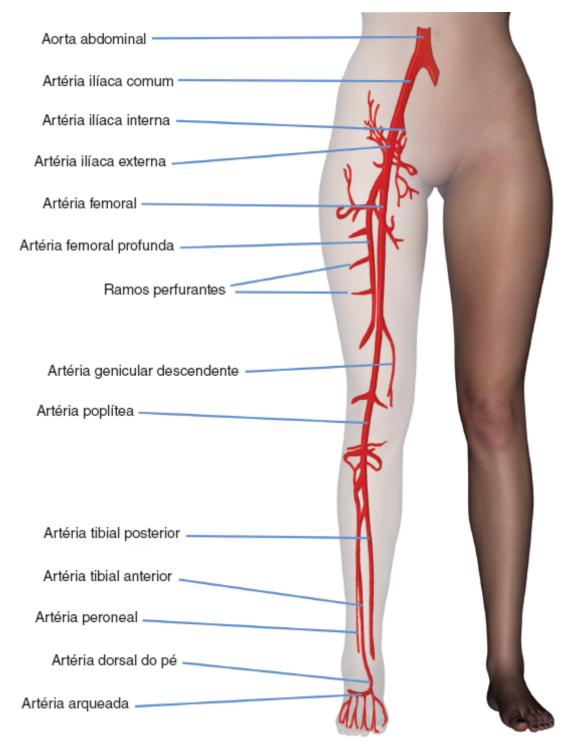



Figura 14.33 Irrigação vascular da perna direita.

Indicações comuns

- Avaliação de doença vascular periférica, incluindo estenose e oclusão
- Localização dos vasos colaterais ou de local para derivação arterial da oclusão
- Avaliação da vasculatura venosa normal (antes de derivação coronariana para determinar o local ideal de enxerto).

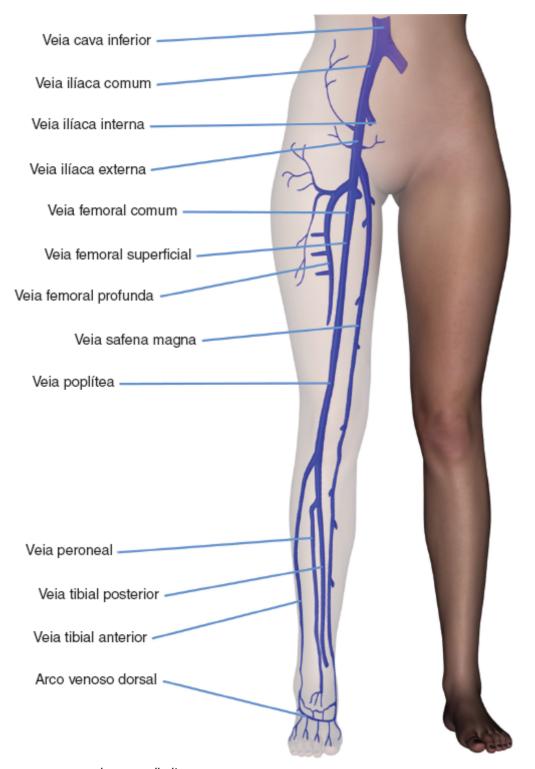



Figura 14.34 Drenagem venosa da perna direita.

É fundamental determinar os objetivos do exame antes de seu início. Por exemplo, se o objetivo for uma pesquisa de toda a vasculatura periférica, a velocidade é mais importante que a resolução e podem ser adequados FOV múltiplos e sequências para mostrar o fluxo arterial ou venoso. Entretanto, se o objetivo for encontrar um vaso colateral tibial para enxerto, as técnicas e as bobinas adequadas são diferentes. A técnica descrita aqui é indicada para arteriografia da perna toda. Utilize esses elementos importantes e sua experiência para desenvolver técnicas mais especializadas.

Equipamento

- Bobinas corporais em arranjo de fase/em arranjos múltiplos/bobina de superfície/bobina corporal (*body coil*)
- Coxins e faixas para imobilização
- Marcadores de localização, se necessário
- Tampões ou fones de ouvido.

Posicionamento do paciente

O paciente fica em decúbito dorsal na mesa de exame, com as pernas estendidas o máximo possível no magneto. As pernas e os pés são imobilizados com coxim de espuma. Várias séries são adquiridas em posições diferentes da perna, começando nos pés ou na pelve. Se a vasculatura dos pés for importante, coloque os pés diretamente sobre a bobina e mantenha essa posição com coxim de espuma sob os joelhos. Esta posição garante que os vasos nos pés fiquem perpendiculares ao plano axial, que é necessário para otimizar o contraste nas sequências ARM-TOF. A seguir, o paciente estende novamente as pernas para que sejam obtidas imagens do restante da vasculatura do membro inferior.

O paciente é posicionado de modo que a luz longitudinal fique na linha média do paciente e a luz de alinhamento horizontal centrada na ROI. É importante garantir que ocorra superposição entre cada série de imagens. Marcadores de sulfato de cobre ou à base de óleo podem ser presos aos membros inferiores do paciente para isto ou a mesa pode ser empurrada 50 mm a menos do que a cobertura longitudinal de cada grupo de sequências. Alternativamente, quando o primeiro grupo de imagens tiver sido obtido, retorne o paciente para a posição de marco. Mova a mesa para a localização do corte mais superior da pilha de imagens das séries completadas. Marque esta posição no paciente com uma fita adesiva e, a seguir, mude a posição da bobina de modo que esta marca corresponda à extremidade mais distal da área útil da bobina. Faça um marco para o novo centro da bobina, garantindo que haja superposição de pelo menos 2,5 cm entre cada série. Troque para a bobina corporal (*body coil*) para obter imagens dos fêmures e da pelve.

Protocolo sugerido

GRE T1 incoerente coronal

Atua como localizador, se não houver localizador triplanar. Utilize FOV amplo para obter cobertura máxima. Cortes/espaçamentos médios são prescritos de ambos os lados da luz de alinhamento vertical.

P 40 mm a A 40 mm

ARM-TOF 2D axial

O desenvolvimento de uma sequência TOF 2D operacional para ARM periférica é uma tarefa complexa, e muitos fatores conflitantes precisam ser considerados. A maioria dos fabricantes fornece protocolos sugeridos otimizados para seus métodos operacionais e *softwares* pós-processamento. Provavelmente, o mais aconselhável é iniciar com esses protocolos e modificá-los quando você tiver compreendido completamente a técnica em vez de começar do zero. Cortes GRE adquiridos sequencialmente e com fina superposição são obtidos com uma banda de pré-saturação espacial itinerante posicionada distalmente ao corte para arteriografia, ou proximal para venografia. Os cortes são prescritos através do volume útil da bobina. É fundamental ajustar a ordem de aquisição na direção contrária do fluxo sanguíneo (p. ex., dos pés para a cabeça nas artérias da perna). Várias séries são obtidas movendo-se a bobina para uma nova localização, até que tenha sido visualizada a vasculatura necessária. É necessária a superposição entre cada série para evitar que uma patologia importante não seja detectada. As imagens são pós-processadas para fornecer incidências oblíquas e AP análogas às obtidas na angiografia com raios X (Figuras 14.35 a 14.37).

Otimização da imagem

Considerações técnicas

O uso de uma boa bobina de superfície aumenta a RSR no membro inferior. Quando se utiliza a bobina corporal (*body coil*) para obter imagens da pelve, a RSR e a RSC intrínsecas são, em geral, adequadas devido ao uso de FOV maior. Entretanto, devido à duração do exame, frequentemente se opta por uma matriz grosseira para tentar minimizar os tempos de varredura, às vezes com comprometimento da resolução. Para aumentar o contraste vascular são escolhidos cortes axiais, de modo que o fluxo seja perpendicular ao corte. O uso de GMN melhora ainda mais o realce do vaso. MT raramente é utilizada porque aumenta o sinal relativo de gordura, o que interfere nas imagens pós-processadas. Planos de pré-saturação espacial itinerante colocados entre a origem do fluxo e a pilha de imagens anulam o sinal indesejado. Essas bandas são introduzidas em S em relação ao FOV para saturar o fluxo arterial e mostrar a anatomia venosa, e em I em relação ao FOV para saturar o fluxo venoso e mostrar a anatomia arterial. É muito importante localizar corretamente as bandas de pré-saturação itinerantes. A colocação incorreta dessas bandas de saturação gera uma imagem de qualidade ruim e, talvez, a obtenção de imagens dos vasos errados.

Figura 14.35 ARMC sequencial dos vasos ilíacos mostrando malformação venosa (primeira passagem).

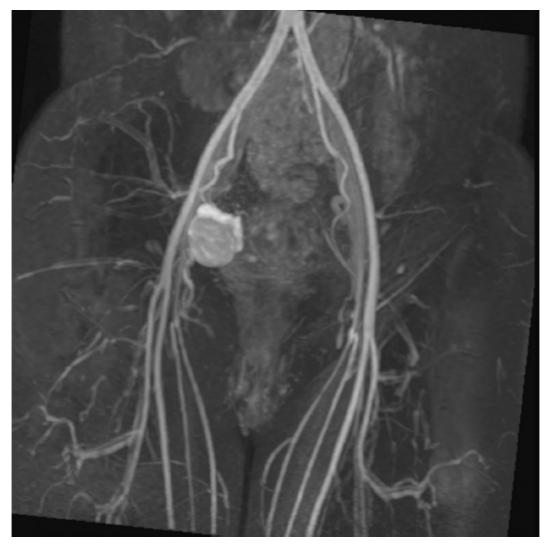



Figura 14.36 ARMC sequencial dos vasos ilíacos mostrando malformação arteriovenosa (segunda passagem).

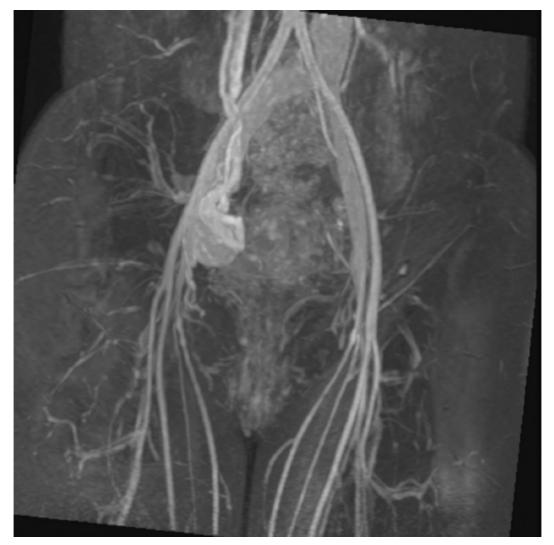



Figura 14.37 ARMC sequencial dos vasos ilíacos mostrando malformação arteriovenosa (terceira passagem).

Em sequências FSE 3D, uma boa imagem das veias da panturrilha requer um posicionamento cuidadoso do paciente para evitar pressão sobre a panturrilha, o que poderia restringir o fluxo de sangue nas veias. A posição ventral é uma alternativa para reduzir a pressão sobre as panturrilhas. Além disso, como o ângulo de inclinação influencia significativamente a sensibilidade ao fluxo da sequência, deve-se otimizá-lo para melhor descrever os vasos. Grandes vasos, como a artéria poplítea, são bem visualizados com alto ângulo de inclinação, enquanto vasos ramificados menores são mais bem descritos com ângulos de inclinação mais baixos.

A deflagração por ECG pode melhorar a qualidade das imagens ARM-TOF sequenciais 2D periféricas ao eliminar os fantasmas de fluxo pulsáteis e restringir a aquisição ao período de fluxo distal máximo. O fluxo é trifásico nos vasos periféricos e mudará de direção ao longo das fases cardíacas.

Problemas com artefatos

O movimento do corpo modifica a localização dos vasos nas imagens axiais sequenciais e resulta em um aspecto de degrau nas imagens pós-processadas. Ocasionalmente, os fantasmas de fase também podem ser um problema que pode ser minimizado diminuindo-se o TE ou utilizando-se sequências deflagradas por ECG. O sinal de gordura frequentemente é suprimido de forma inadequada durante as sequências ARM-TOF e pode interferir com as imagens. Os pulsos de supressão de tecido poderiam diminuir este sinal indesejado, mas onerando de forma inaceitável o tempo. O uso de TE quando os sinais de gordura e de água estão fora de fase entre si geralmente suprime adequadamente o sinal de fundo.

O sinal dos vasos pode variar regularmente ao longo da linha de um vaso gerando um artefato em "veneziana" semelhante ao encontrado na grande placa da ARM-TOF 3D. Entretanto, em ARM-TOF 2D periférica o mecanismo dessa imagem é bem diferente. Em geral, é resultado de o bloco de pré-saturação itinerante estar muito próximo do plano de varredura. Durante a inversão do fluxo, o sangue retorna para a banda de saturação antes de ser registrado. O mesmo efeito pode ser resultado do sangue com fluxo no sentido cefálico, que foi registrado durante aquisições de cortes prévios, fluindo de volta para a localização do corte atual. Também ocorre se a ordem de aquisição de corte não é oposta à direção do fluxo.

As sequências ARM-TOF 2D mostram sinal reduzido onde o vaso volta para trás ou onde a direção do fluxo está invertida. Esta última situação é comum distalmente à oclusão arterial. O fluxo reverso na extremidade distal de uma artéria

ocluída é fornecido por aporte colateral, mas não será mostrado com esta técnica. Se o objetivo do exame for visualizar de forma acurada a extensão da oclusão (p. ex., para considerar angioplastia ou reparação cirúrgica), a ARM-PC, que não é sensível à direção do fluxo, deve ser utilizada.

Em geral, são usadas novas sequências isotrópicas 3D angiográficas não contrastadas de alta resolução. Essas sequências empregam deflagração por ECG, e o contraste depende da diferença de sinal arterial entre o fim da diástole e o fim da sístole. Ao fim da fase diastólica, o sangue arterial é estacionário e produz sinal como as veias e os tecidos estáticos. Ao fim da fase sistólica, o sangue arterial é fluente e não produz sinal por causa da turbulência (ou seja, apenas tecidos e veias estáticos produzem sinal, já que o sangue nas veias não está sujeito a artefatos de turbulência). Ao fim da aquisição não contrastada, realiza-se a subtração entre o volume do fim da diástole e o volume do fim da sístole para produzir o volume unicamente arterial. Uma das vantagens desse tipo de aquisição é uma cobertura maior do que nas aquisições TOF 2D e 3D.

Considerações do paciente

Uma vez que toda a vasculatura do membro inferior é registrada com superposição de corte, o exame pode demorar mais de uma hora. Portanto, é importante fazer com que os pacientes fiquem o mais confortáveis possível e avisá-los sobre a duração do estudo. É aconselhável orientar o paciente a ir ao banheiro antes do início do exame! Assegure-se de que os membros inferiores estejam adequadamente imobilizados, porque qualquer movimento durante o estudo causa artefatos. Por causa do ruído excessivamente alto do gradiente associado a algumas sequências, sempre devem ser fornecidos tampões ou fones de ouvido para evitar comprometimento auditivo.

Uso de contraste

Uma pequena dose de contraste (0,25 a 1 mmol/kg) diminui o T1 do sangue e aumenta o sinal do sangue fluindo nas sequências da ARM-TOF. Uma extensão dessa técnica, a *time resolved* ARM ou a obtenção dinâmica de imagens durante a administração de contraste, atualmente é bem aceita para o exame da vasculatura periférica. Várias abordagens estão sendo desenvolvidas com bobinas, sequências e medidas de coordenação necessárias, desde aquelas que podem ser realizadas com sistemas de maior desempenho até aquelas que exigem modificações significativas no *hardware* e no *software*.

A técnica é diretamente análoga à angiorradiografia. Sequências TR extremamente curtas resultam na saturação do sinal da maioria dos tecidos, exceto aqueles com tempos T1 muito curtos, como a mistura de sangue e gadolínio. Dessa forma, o lúmem do vaso é delineado. T2 curtos (1 a 2 ms) são utilizados para minimizar os efeitos do fluxo, que provocam vazio de sinal nas artérias em que a turbulência é proeminente. A aquisição de porções centrais do espaço K, em relação à injeção IV, é cronometrada para mostrar o contraste no sistema arterial. Aquisições subsequentes mostram o contraste nas veias. Sequências GRE coronais 3D com TR e TE muito curtos são utilizadas com bobinas de arranjo de alto desempenho. O plano coronal permite uma sequência rápida com grande cobertura e, a seguir, as imagens são pós-processadas. Um exame "máscara" frequentemente é adquirido antes da injeção para subtração das imagens contrastadas. Isso diminui ainda mais o sinal de fundo e é fundamental se forem utilizadas múltiplas injeções (principalmente para a detecção da síndrome do aprisionamento da artéria poplítea, usando posição neutra/flexão plantar na imagem dos pés). A subtração dos dados arteriais da primeira passagem fornece melhor isolamento da circulação venosa. A cronologia do exame em relação à chegada do contraste é fundamental. Isto pode ser realizado com o início interativo do exame por meio de navegadores, pela cronometragem prévia de uma pequena dose associada a um único exame sequencial rápido de localização axial ou por simples estimativa empírica.

Pontos-chave

- O TE é um parâmetro muito importante na imagem musculoesquelética. O TE determina o contraste em T2, influencia o sinal dos músculos e determina o contraste na cartilagem (> 30 a 40 ms)
- Para reduzir artefatos de movimento na imagem musculoesquelética, use pesos de areia, faixas ou sequências BLADE/PROPELLER
- A falta de homogeneidade da supressão de gordura pode ser um problema na imagem musculoesquelética. Para reduzir esse problema, use *shimming* (homogeneização de campo) adicional, STIR ou a técnica de 3 pontos de Dixon
- Para reduzir os artefatos de implantes metálicos, não use sequências GRE. Em vez disso, use maior largura de banda de recepção, sequências SE ou FSE de TE curto, técnica de 3 pontos de Dixon ou sequências de redução de artefatos metálicos (MARS)
- Na imagem musculoesquelética, para reduzir os artefatos de desvio químico, altere a largura de banda de recepção e a matriz de frequência de modo que a largura de banda por *pixel* seja > 0,44 a 3 T, ou > 0,22 a 1,5 T
- Para reduzir artefatos de fluxo, use bandas de pré-saturação, altere frequência/fase, ou use GMN.